

Facultad de Odontología Universidad Nacional de La Plata

Tesis de Doctorado

Título

Análisis de los factores que influyen en el desgaste de brackets cerámicos de
alúmina monocristalinos.

Autor

Mg. Perdomo Sturniolo Ivana Lorena



Director de tesis

Prof. Dr. Tomaghelli Emanuel Ricardo

Co- director

Prof. Dra. Bono Andrea Érica

La Plata, año 2020

“Investigar es ver lo que todo el mundo ha visto, y pensar lo que nadie más ha pensado.”

Albert Szent-Györgyi (1893- 1986)

DEDICATORIA

Con esta labor entendí, que nuestra especialidad no tiene límites. La creatividad nos permite salir de nuestro lugar de confort para poder seguir creciendo. No solo desde el aspecto profesional, sino como personas.

Se lo dedico a mis padres, por estar siempre presentes. Mi marido, compañero de vida y mis hijas, mi horizonte.

AGRADECIMIENTOS

Sin dudas escribir este apartado me remonta a sus orígenes, un trabajo de esta naturaleza no se puede llevar delante de manera individual, por lo cual no puedo dejar de agradecer a todas las personas que se cruzaron en mi camino que de uno u otro modo colaboraron para poder realizarlo.

A la Facultad de Odontología Universidad Nacional de La Plata y sus autoridades por brindarme la posibilidad de continuar mi formación.

Mi más profundo agradecimiento a todos mis compañeros y docentes de la Carrera de Doctorado y a su directora la Dra. María Mercedes Medina por haberme motivado e incentivado para poder llevarlo a cabo.

A mi director de pasantía Ing. Carlos Llorente y a todo su grupo de trabajo del LIMF (Laboratorio de Investigaciones de Metalurgia Física “Ing. Gregorio Cusminsky) quienes sin el aporte y sostén no hubiese podido efectuar este trabajo de investigación.

A mi director de tesis Dr. Emanuel E. Tomaghelli por mostrarme el camino a seguir, ser mi bastión y mi ancla.

A mi codirectora Dra. Andrea E. Bono por demostrarme que se puede.

Mg. Ivana Lorena Perdomo Sturniolo

INDICE GENERAL

DEDICATORIA	2
AGRADECIMIENTOS.....	3
INDICE GENERAL.....	4
ÍNDICE DE TABLAS	5
ÍNDICE DE FIGURAS	6
RESUMEN	10
ABSTRACT	11
INTRODUCCIÓN	12
OBJETIVOS.....	17
VARIABLES.....	18
HIPOTESIS.....	20
MARCO TEÓRICO.....	21
DISEÑO METODOLÓGICO.....	54
RESULTADOS	70
DISCUSIÓN.....	92
CONCLUSIÓN.....	95
BIBLIOGRAFÍA.....	98

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1. CAUSAS RELACIONADAS CON LA FRICCIÓN	35
TABLA 2. PRESENTACIÓN DE LOS DATOS RECOGIDOS DE LOS BRACKETS CERÁMICOS DE ALÚMINA MONOCRISTALINA.	70
TABLA 3. PRESENTACIÓN DE LOS DATOS RECOGIDOS DE LOS ARCOS RECTANGULARES DE ACERO INOXIDABLE DE 0.48 X 0.63 MILÍMETROS (0.019 × 0.025 PULGADAS).....	71
TABLA 4. MEDICIONES LINEALES DE LA ALTURA DE LA RANURA EN SU PARTE INTERNA, MEDIA Y EXTERNA. VALORES EXPRESADOS EN μM.	74
TABLA 5. MEDICIONES LINEALES DE LA RANURA DE LOS BRACKETS CORRESPONDIENTE A LAS PIEZAS DENTARIAS 1.2, 1.1, 2.1 Y 2.2.	75
TABLA 6. MEDICIONES EXTERNAS DE LA RANURA DE LOS BRACKETS PERTENECIENTES A LAS PIEZAS DENTARIAS 1.3 Y 2.3.	77
TABLA 7. MEDICIONES DE BRACKETS USADOS (PIEZAS Nº 1.3, 1.2, 1.3, 2.1, 2.2, 2.3).....	80
TABLA 8. ANÁLISIS DEL DESGASTE DE LOS ARCOS RELACIONANDO LA POSICIÓN DE LOS BRACKETS (1.1,1.2,1.3,2.1,2.2 Y 2.3).....	83
TABLA 9. ANÁLISIS DE LAS ARISTAS DE LOS ARCOS DE ACERO INOXIDABLE DE 0.019×0.022". EXPRESADO EN PORCENTAJE.....	84
TABLA 10. DESGASTE DEL ARCO DE ACERO INOXIDABLE, SEGÚN LA ZONA QUE SE RELACIONA CON EL BRACKET. EXPRESADO EN PORCENTAJE.	85
TABLA 11. ANÁLISIS DEL DESGASTE DE LAS ARISTAS. EXPRESADO EN PORCENTAJE.	86
TABLA 12. COMPOSICIÓN DEL ARCO MODELO USADO. VALORES EXPRESADOS EN PORCENTAJE.....	88
TABLA 13. COMPOSICIÓN ELEMENTAL DE UN ARCO NUEVO.	89
TABLA 14. COMPOSICIÓN DE LOS ARCOS CON MATERIA ORGÁNICA, ARCOS USADOS.....	91

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1. ESQUEMA DE LOS PUNTOS X Y EN LA INTERRELACIÓN ARCO BRACKET. -----	14
FIGURA 2. BRACKET ICONIX DE LA EMPRESA AMÉRICAN ORTHODONTICS. -----	15
FIGURA 3. BANDELETTE DE FOUCHARD, PRIMER APARATO MODERNO DE ORTODONCIA (1728). ²⁰ -----	22
FIGURA 4. FARRAR, PADRE DE LA ORTODONCIA MODERNA. ⁽²³⁾ -----	24
FIGURA 5. ARCO DE PERNO Y TUBO DE ANGLE (1910). ⁽²³⁾ -----	25
FIGURA 6. ARCO CINTA CON LOS PRIMEROS BRACKETS DE LA HISTORIA. ANGLE (1916). ⁽²³⁾ -----	26
FIGURA 7. ARCO DE CANTO, PATRÓN DE LA APARATOLOGÍA MODERNA Y FUTURA. ANGLE (1925). ⁽²³⁾ 27	
FIGURA 8. EN LA IMAGEN SUPERIOR SE OBSERVA AL DR. EDWARD ANGLE CON SU BRACKET ORIGINAL DE ALETA SIMPLE DEL APARATO ARCO DE CANTO, CON RANURA HORIZONTAL. EN LA IMAGEN INFERIOR SE ENCUENTRA EL DR. CHARLES TWEED CON LAS MODIFICACIONES REALIZADAS AL BRACKET DE ARCO DE CANTO. -----	28
FIGURA 9. IMAGEN DEL DR. LAWRENCE ANDREWS JUNTO A SU BRACKET DE ARCO RECTO ESTÁNDAR DE ANDREWS, NÓTESE LA ANGULACIÓN EMBUTIDA EN LA CANALETA. -----	29
FIGURA 10. BRACKETS MBT CON FORMATO ROMBOIDE (TRAPEZOIDAL), JUNTO A SUS AUTORES MCLAUGHLIN RICHARD P, BENNETT JOHN Y TREVISI HUGO. -----	30
FIGURA 11. ANGULACIÓN DE LA RANURA DEL BRACKET DE 0,55 MILÍMETROS (0.022 PULGADAS) CORRESPONDIENTE A TODAS LAS PIEZAS DENTARIAS. -----	31
FIGURA 12. TORQUE DE LA RANURA DEL BRACKET DE 0,55 MILÍMETROS (0.022 PULGADAS) CORRESPONDIENTE A TODAS LAS PIEZAS DENTARIAS. -----	31
FIGURA 13. VISTA FRONTAL. DISPOSICIÓN REAL EN EL MOMENTO DE LA COLOCACIÓN DEL ALAMBRE RECTANGULAR DENTRO DEL SLOT. ⁽³⁾ -----	32
FIGURA 14. VISTA SAGITAL. APROXIMADAMENTE HAY 10º DE HOLGURA EN LA INTERFAZ BRACKETS-ARCO. 3 VISTA SAGITAL DEL ARCO RECTANGULAR DENTRO DEL SLOT DEL BRACKET. ⁽³⁾ -----	32
FIGURA 15. ARCO DE ACERO INOXIDABLE DE 0.48 X 0.63 MILÍMETROS (0.019X 0.025 PULGADAS), DENTRO DE LA RANURA DE 0.55 MILÍMETROS (0.022 PULGADAS) DEL BRACKET DE UN INCISIVO CENTRAL. 33	
FIGURA 16. CUPLAS INTRABRACKETS, CON LA DESCOMPOSICIÓN DE LAS FUERZAS, QUE OPERAN DEL MISMO LADO DEL CENTRO DE RESISTENCIA. ⁽³⁰⁾ -----	34
FIGURA 17. SI LA RETRACCIÓN DEL CANINO SE INICIA CON LOS CANINOS AÚN EN SUS POSICIONES INICIALES VESTIBULIZADA, SE ESPERA UN NIVEL DE FRICCIÓN BASTANTE ELEVADO POR TRES RAZONES A) FUERZA NORMAL HACIA ABAJO Y PARA LINGUAL, B) FUERZAS NORMALES DEL BINARIO PARA EVITAR LA INCLINACIÓN EN UNA VISTA SAGITAL, C) UN MOMENTO PARA EVITAR Y CORREGIR LA ROTACIÓN DISTAL DEL CANINO. -----	36
FIGURA 18. FOTOGRAFÍA AL MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO DE UN BRACKET DE ALÚMINA MONOCRISTALINA RETIRADO LUEGO DE UN TRATAMIENTO DE ORTODONCIA FINALIZADO DONDE	

SE OBSERVA EL DEGASTE DEL BORDE INFERIOR DE LA RANURA Y LA PRESENCIA DE MATERIAL ORGÁNICO.-----	37
FIGURA 19. VISTA INTRAORAL DE LA PROFILAXIS MEDIANTE PULIDO CON AIRE EN POLVO EN UN ÁNGULO DE 90 ° CON RESPECTO A LA SUPERFICIE DEL SOPORTE EN EL MAXILAR SUPERIOR (A) Y LA MANDÍBULA (B). ⁽³⁷⁾ -----	38
FIGURA 20. EN UNA VISTA SAGITAL, LA CANTIDAD DE FUERZA DE FRICCIÓN DEPENDE DE LA DISTANCIA PERPENDICULAR DEL BRACKET AL CENTRO DE RESISTENCIA. ⁽³²⁾ -----	39
FIGURA 21. DIFERENTES MARCAS COMERCIALES DE BRACKETS DE INCISIVOS INFERIORES. DE IZQUIERDA A DERECHA ICE DE ORMCO, CLARITY (CERÁMICOS CON RANURA METÁLICA DE 3M), RADIANCE PLUS DE AO, ORTHO2 DE ORTHOGANIZER. -----	40
FIGURA 22. DISEÑO ESQUEMÁTICO DE UN ARCO RECTANGULAR QUE MUESTRA LAS FIBRAS DE VIDRIO INDIVIDUALES EMBEBIDAS POR UNA MATRIZ RESINOSA. LAS PROPIEDADES VARÍAN DE ACUERDO CON LA CANTIDAD DE FIBRAS. ⁽³²⁾ IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO.-----	45
FIGURA 23. DIFERENTES TIPOS DE ARCOS, BRACKETS, TIPOS DE LIGADO Y ÁNGULOS ALFA FORMADOS. -----	45
FIGURA 24. A LA IZQUIERDA SE OBSERVA UNA FOTOGRAFÍA DEL COMPORTAMIENTO DE UN ARCO DE ACERO INOXIDABLE DE 0.019×0.020" EN UNA RANURA DE UN BRACKET CERÁMICO DE ALÚMINA MONOCRISTALINO, LIGADO CON UNA LIGADURA ELASTOMÉRICAS. DETECTANDO PRESENCIA DE RESIDUOS. A LA DERECHA IGUAL IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO A 80X. --	46
FIGURA 25. PRIMER BRACKET AUTOLIGADO CREADO POR EL DR. JACOB STOLZBERG DESARROLLADO POR RUSSELL EN LA DÉCADA DEL '30.-----	46
FIGURA 26. MÉTODO DE FIJACIÓN DEL ARCO AL BRACKET DE ALETAS DOBLES, SEGÚN BENNET Y MCLAUGHLIN ⁽⁶²⁾ -----	47
FIGURA 27. PRESENCIA DE DOS MÉTODOS DISTINTOS DE FIJACIÓN DE ARCO (LIGADURA ELÁSTICA EN DIAGONAL Y CONVENCIONAL)-----	48
FIGURA 28. A) LOS TIEMPOS ASOCIADOS PARA EVITAR LA INCLINACIÓN DE UN CANINO PUEDEN RESULTAR EN FUERZAS DE FRICCIÓN ELEVADAS, B) LOS MOMENTOS DE TERCER ORDEN (TORQUE) PUEDEN LLEVAR A UNA FUERZA DE FRICCIÓN BASTANTE ELEVADA. SE OBSERVA QUE LA MISMA MAGNITUD DE MOMENTO (1000 GM) REQUIERE FUERZAS NORMALES BASTANTE ELEVADAS PARA LA TORSIÓN. ⁽³²⁾ -----	49
FIGURA 29. BRACKET DE MAYOR ESPESOR, TIENEN DIFICULTADES EN LA EXPRESIÓN DEL TORQUE. LOS BRACKETS MÁS PRECISOS SON LOS QUE EL FONDO DE LA CANALETA ESTÁ MÁS PRÓXIMO AL DIENTE. DE IZQUIERDA A DERECHA BRACKETS DE CERÁMICA MONOCRISTALINOS, BRACKETS CERÁMICOS POLICRISTALINOS, BRACKETS METÁLICOS. -----	51
FIGURA 30. PACIENTE MASCULINO DONDE SE OBSERVAN BRACKETS CERÁMICOS DE ALÚMINA MONOCRISTALINA CON UNA RANURA DE 0.022 PULGADAS, Y UN ARCO DE NITINOL DE 0.012 PULGADAS. -----	59

FIGURA 31. RETIRO DEL ARCO DE LA BOCA Y SU ALMACENAMIENTO EN CAJAS DE CARTÓN DE MANERA INDIVIDUAL CON IDENTIFICACIÓN EN LA TAPA. -----	59
FIGURA 32. PINZA SACA BRACKETS ESTÉTICOS, CON PUNTAS DE TEFLÓN PARA EVITAR LA ROTURA DEL BRACKET MARCA AMERICAN ORTHODONTICS . SE UTILIZA REALIZANDO MOVIMIENTOS OCLUSO-GINGIVAL.-----	60
FIGURA 33. ALMACENAMIENTO DE LOS BRACKETS EN PASTILLERO IDENTIFICANDO CADA CASILLERO SEGÚN UBICACIÓN EN LA ARCADA. -----	60
FIGURA 34. DESCONTAMINACIÓN DE LA SUPERFICIE DEL ARCO CON HISOPO Y VINAGRE DE MANZANA. SIN BORRAR LAS MARCAS QUE SE LE HICIERON CON FIBRA INDELEBLE.-----	61
FIGURA 35. MANIPULACIÓN DE LOS BRACKETS. BRACKET COLOCADO EN EL PORTA MUESTRAS. -----	62
FIGURA 36. LABORATORIO DE MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO DEL LIMF. MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO AMBIENTAL ESEM (ENVIRONMENTAL SCANNING ELECTRON MICROSCOPY). MODELO: FEI ESEM QUANTA 200. LA CAPACIDAD ANALÍTICA EL EQUIPO CONSTA DE UN ANALIZADOR DISPERSIVO EN ENERGÍAS EDS (ENERGY DISPERSIVE SPECTROMETER). SERVICIO DE MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO Y MICROANÁLISIS LIMF. DEPARTAMENTO DE MATERIALES DE LA FACULTAD DE INGENIERÍA DE LA UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA. -----	62
FIGURA 37. FOTOGRAFÍAS AL MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO DE LA VISTA SAGITAL DE LAS RANURAS DE LOS BRACKETS DE LA PIEZA DENTARIA Nº 1.2 SIN USO Y CON USO CLÍNICO CON LAS MEDIDAS LINEALES TRAZADAS. SE OBSERVÓ LA INTEGRIDAD DE LA SUPERFICIE Y SE TRAZARON TRES MEDICIONES INTERNA, MEDIA Y EXTERNA. -----	64
FIGURA 39 PREPARACIÓN DE LA MUESTRA PARA SER OBSERVADO DENTRO DEL MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO. -----	65
FIGURA 40. CÁPSULA DE ACRÍLICO CON SU RESPECTIVA SOLICITUD.-----	65
FIGURA 41. LUPA LEICA DMC 2900, DONDE SE PUEDE VER EL MODO EN QUE SE REALIZÓ. -----	66
FIGURA 42. ARCOS ESTIRADOS. OBSERVACIÓN AL MICROSCOPIO ÓPTICO. -----	67
FIGURA 43. OBSERVACIÓN AL MICROSCOPIO ÓPTICO. SE OBSERVA LA MARCA CON FIBRA INDELEBLE DEL CENTRO DEL BRACKET.-----	68
FIGURA 44. IMÁGENES AL MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO A DIFERENTES AUMENTOS PARA OBSERVAR LA RANURA DE UN BRACKET SIN USO. -----	72
FIGURA 45. MICROGRAFÍAS DE LAS SUPERFICIES DE LAS RANURAS DE LOS BRACKETS CERÁMICOS DE ALÚMINA MONOCRISTALINOS A DIFERENTES AUMENTOS. -----	73
FIGURA 46. ANÁLISIS DE LA MEDICIÓN LINEAL DE LA DISTANCIA EXTERNA DE LA RANURA. -----	74
FIGURA 47. DISTANCIA MEDIA DE LA RANURA. EN LOS BRACKETS USADOS SE PUEDE OBSERVAR QUE LA MEDIDA HA DISMINUIDO.-----	75
FIGURA 48. DISTANCIA INTERNA DE LA RANURA DE LOS BRACKETS DEL SECTOR ANTERIOR (CORRESPONDIENTES A LAS PIEZAS Nº 1.1, 1.2, 2.1, 2.1)-----	76
FIGURA 49. DISTANCIA MEDIA DE LA RANURA (SLOT) DE LOS BRACKETS DEL SECTOR ANTERIOR. -----	76

FIGURA 50. DISTANCIA EXTERNA DE LA RANURA DE LOS BRACKETS DEL SECTOR ANTERIOR.-----	77
FIGURA 51. DISTANCIA EXTERNA DE LA RANURA DEL GRUPO CANINO (PIEZAS Nº 1.3, 2.3)-----	78
FIGURA 52. EN EL GRÁFICO DE CAJONES SE PUEDE OBSERVAR LA DISTANCIA MEDIA DE LA RANURA DEL GRUPO CANINO, SIENDO MAYOR EN BRACKETS SIN USO. -----	78
FIGURA 53. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA DISTANCIA INTERNA DE LA RANURA DEL GRUPO CANINO. -----	79
FIGURA 54. MEDICIONES DE LA RANURA DE LOS SEIS BRACKETS UTILIZADOS USADOS Y SIN USAR. ----	79
FIGURA 55 . MEDICIONES COMPARATIVAS ENTRE EL MISMO GRUPO DE BRACKETS. EXTERNA 571.1 (560.7; 582.9); MEDIA 568.9 (556.0; 578.2) Y LA INTERNA 559.5 (549.0; 570.0)-----	80
FIGURA 56. MEDIDAS DE LAS RANURAS DE LOS BRACKETS USADOS. -----	80
FIGURA 57. IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO A 250 X. SE PUEDE OBSERVAR LA PRESENCIA DE MATERIAL INORGÁNICO Y LA FALTA DE SOLUCIÓN DE CONTINUIDAD DE SUS BORDES. -----	81
FIGURA 58. ESPECTROMETRÍA (EDS) DEL BRACKET SIN USO. ESPECTROMETRÍA (EDS) DEL BRACKET USADO. -----	81
FIGURA 59. IMAGEN AL MICROSCOPIO ÓPTICO DEL ARCO RECTANGULAR DE ACERO INOXIDABLE. SE OBSERVA EL DESGASTE DE LAS ARISTAS EN CERCANÍA A LAS LÍNEAS QUE MARCAN EL CENTRO DEL BRACKET.-----	82
FIGURA 60. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DEL DESGASTE PROVOCADO EN LAS DIFERENTES CARAS DE LOS ARCOS.-----	83
FIGURA 61. ANÁLISIS DEL DESGASTE DE LAS ARISTAS DEL ARCO DE ACERO INOXIDABLE DE 0.019×0.022". -----	84
FIGURA 62. GRÁFICO DE BARRAS, DONDE SE ANALIZA EL DESGASTE SUFRIDO EN LAS DIFERENTES CARAS DEL ARCO DE ACERO INOXIDABLE QUE PERMANECE EN CONTACTO CON EL BRACKET.-----	85
FIGURA 63. GRÁFICO DE BARRAS, DONDE SE ANALIZA EL DESGASTE SUFRIDO EN LAS DIFERENTES ARISTAS DEL ARCO DE ACERO INOXIDABLE QUE PERMANECE EN CONTACTO CON EL BRACKET.-----	86
FIGURA 64. B)ESPECTROMETRÍA (EDS) ARCO SIN USO. ESPECTROMETRÍA (EDS) ARCO USADO. -----	88
FIGURA 65. IMAGEN DEL MICROSCOPIO ÓPTICO DE UN ARCO DE ACERO INOXIDABLE DE 0.019 X 0.025 PULGADAS USADO, CON RESTO MATERIAL INORGÁNICO.-----	88
FIGURA 66. COMPOSICIÓN DEL ARCO USADO SE OBSERVA LA PRESENCIA DE FE EN MAYOR CONCENTRACIÓN, SEGUIDO DE CR, NI Y DE C. -----	89
FIGURA 67. COMPOSICIÓN QUÍMICA DE LOS ARCOS NUEVOS. -----	90
FIGURA 68 COMPARACIÓN DE LA COMPOSICIÓN ENTRE ARCOS NUEVOS Y EL ARCO USADO.-----	90

RESUMEN

La exactitud de la información contenida en la ranura de los brackets preajustados permite obtener control y precisión de los movimientos dentarios; sin embargo, cuando se llega a la etapa de finalización los ortodoncistas suelen encontrar una serie de dificultades. Esto puede deberse al desgaste de las aristas de los arcos rectangulares o bien, que el arco al friccionar en la ranura del bracket desgaste esta superficie y esto evite su expresión final. **Objetivo:** Analizar el comportamiento de la ranura de los brackets cerámicos de alúmina monocristalinos en relación con los arcos rectangulares de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetros. **Diseño metodológico:** Se diseñó un modelo patrón para cada tipo de variable, las cuales fueron medidas bajo microscopia electrónica de barrido y microanálisis dispersivo en energías, microscopia óptica, AFM, lupa. La ranura de los brackets se dividió en tres y se tomó la distancia lineal en esos puntos, comparando los brackets con y sin uso, determinando si hubo o no desgaste. En los arcos se observó la presencia de alteraciones en su superficie estableciendo cuál de sus caras y aristas eran las más afectadas. Los datos de la medición de la ranura fueron volcados en una tabla para su comparación mediante estadística implementando la prueba de normalidad de Shapiro - Wilk para medidas no paramétricas. El análisis de los arcos fue de tipo cualitativo expresado en porcentaje. **Resultados:** se observó un aumento del desgaste en las medidas interna y media en los brackets usados (externa 571.1 (560.7; 582.9); media 568.9 (556.0; 578.2) y la interna 559.5 (549.0; 570.0)), el comportamiento del grupo canino fue diferente, esto se debió a su ubicación dentro de la arcada. En cuanto a los arcos el desgaste sufrido en sus diferentes caras fue asimétrico, siendo preponderante la cara interna 50%. Se observaron alteraciones en cuanto a fatiga y corrosión. **Conclusión:** el movimiento relativo entre la superficie de la ranura del bracket y la superficie del arco en las juntas de apoyo genera desgastes en ambos componentes, que resulto más severo en el más blando.

Palabras claves: brackets, arco, desgaste.

ABSTRACT

The accuracy of the information contained in the slot of the pre-adjusted brackets allows to obtain control and precision of the dental movements; however, when the final stage is reached, orthodontists usually encounter a series of difficulties. This can be due to the wear of the edges of the rectangular arcs or, that the arc when rubbing in the groove of the bracket wear this surface and this avoids its final expression. **Objective:** To analyze the behavior of the monocrystalline alumina ceramic bracket groove in relation to the rectangular stainless-steel arches of 0.48 x 0.63 millimeters. **Methodological design:** A standard model was designed for each type of variable, which were measured under scanning electron microscopy and dispersive microanalysis in energy, light microscopy, AFM, magnifying glass. The slot of the brackets was divided into three and the linear distance was taken at those points, comparing the brackets with and without use, determining whether there was wear. In the arches the presence of alterations in its surface was observed establishing which of its faces and edges were the most affected. The data from the slot measurement were plotted in a table for statistical comparison by implementing the Shapiro-Wilk normality test for non-parametric measurements. The analysis of the arcs was of qualitative type expressed in percentage. **Results:** an increase in wear observed in the internal and average measurements in the brackets used (external 571.1 (560.7; 582.9); mean 568.9 (556.0; 578.2) and internal 559.5 (549.0; 570.0)), the behavior of the canine group It was different, this may be due to its location within the arcade. As for the arches, the wear suffered in their different faces was asymmetrical, with the internal face being predominant 50%. Alterations were observed regarding fatigue and corrosion. **Conclusion:** the relative movement between the surface of the bracket groove and the surface of the arch in the support joints generates wear on both components, which was more severe in the softer.

Keywords: brackets, arch, wear.

INTRODUCCIÓN

La ortodoncia fija se basa en cuatro elementos: selección del bracket, cementado de los mismos, selección de arcos y niveles de fuerza.¹ Se puede conseguir un tratamiento eficiente si se utilizan en combinación equilibrada estos elementos. Sin embargo, la variación de alguno puede influenciar sobre las otras unidades y socavar la efectividad del tratamiento.²

El bracket al permitir sostener alambres, elásticos, resortes y demás elementos para aplicar una fuerza en forma individual a la pieza dentaria revolucionó la ortodoncia en sus orígenes. Aunque la presión del marketing reinvente constantemente elementos ya creados, es muy cierto que el Arco de Canto introducido por Edward H. Angle, fue y sigue siendo lo que utilizamos hasta el día de hoy, con el lógico aggiornamento que la tecnología actual permitió al Dr. Lawrence Andrews iniciar el desarrollo del aparato de Arco Recto.

Los brackets, a medida que la tecnología aumentó su capacidad para llevar a la realidad las ideas, aumentaron su eficacia biomecánica a través de un diseño cada vez más logrado y una mejor terminación.

Partiendo del diseño del Dr. Edward H. Angle, considerado el “Padre de la Ortodoncia”, 1887 lanzó el Arco E, el mismo consistía en un arco labial que por medio de cintas ligaba a otros dientes. Ya en el siglo veinte, comenzaron a utilizarse bandas que recubrían toda la corona clínica a las cuales se les soldaba anexos llamados pin y tubos con estos podían controlar las rotaciones dentarias, requería de una gran destreza manual y paciencia. En 1916, crea el Arco Cinta el mismo podía controlar las rotaciones y las angulaciones dentarias. Pero Angle se dio cuenta rápidamente que podía mejorar el control de las piezas dentarias en forma tridimensional, agregándole torque a la ranura, para ello eligió un tamaño de ranura 0.55 x 0.71 milímetros (0.022 x 0.028 pulgadas), ya que éste era el menor calibre de metal precioso que se utilizaba en su época.

Sus discípulos, pasando por el desarrollo del Dr. Cecil Steiner, añadiéndole al bracket bordes acanalados para el ligado preciso del arco, así como la reducción de las dimensiones originales propuestas por Angle, modificando la ranura del

bracket a 0.45 x 0.63 milímetros (0.018 x 0.025 pulgadas). Luego, los avances del Dr. Charles Tweed trataron de corregir las deficiencias que vio en la filosofía incorporando arcos livianos "... la aparatología logra perfeccionamientos que facilitan todos los movimientos dentarios."³ Se vislumbraba la posibilidad de incorporar a las ranuras lo que con esfuerzo se imprimía en los arcos. El Dr. Iván Lee, fresó la ranura del bracket, añadiendo el concepto de torque. Sumado a un adelanto de la época, el Dr. Reed Holdaway, agrega inclinación a la ranura, y el Dr. Jarabak combinando lo que ambos habían desarrollado, incorpora una ranura pre-angulada que genera cuplas en los tres planos del espacio.

Posteriormente el Dr. Lawrence F. Andrews en el año 1972 inicia una revolución en la disciplina, introduciendo "el aparato preajustado", incorporando fuerza de torsión en la base del bracket, teniendo cada bracket una prescripción diferente según la pieza dentaria que corresponda. De este modo desaparecen todos esos dobleces que se utilizaban en la técnica de Arco de Canto, modificando toda la mecánica de tratamiento. El procedimiento buscado es lograr a través de diferentes arcos, de diferentes calibres y materiales que los mismos vayan completando la ranura y así ir alineando las piezas dentarias para poder llegar al último arco el cual debe ser rectangular para que pueda expresar toda la información que este nos brinda y específicamente el torque.⁴

Este aparato fue concebido por el Dr. Andrews luego de estudiar 120 modelos de pacientes de oclusión ideal sin haber recibido tratamiento ortodóncico. Y describió seis llaves de oclusión que apareció en todos de manera constante. Eligiendo el centro de la corona clínica como punto de referencia, midió el grosor, la inclinación y la torsión de las mismas.

A pesar de que el aparato era nuevo, se continuaron utilizando las fuerzas pesadas tradicionales del arco de canto y se observó pérdida e inclinación de los brackets anteriores. Como resultado Ronald H. Roth, discípulo de Andrews, introduce modificaciones al aparato para compensar las dificultades que tenía, modificando el tamaño de la ranura a 0.45 milímetros (0.018 pulgadas).

Años más tarde tres ortodoncistas, McLaughlin Richard P, Bennett John y Trevisi Hugo, basándose en los estudios de Andrews diseñaron un sistema de brackets

llamado MBT, en el cual se buscó disminuir la fricción generada en la interfaz arco - bracket aumentando el tamaño de la ranura a 0.55 milímetro (0.022 pulgadas).^{1 5} Transmitiéndose en fuerzas más ligeras que debe soportar el ligamento periodontal y así evitar la posibilidad de producir reabsorciones a nivel de las raíces.⁶ Al llegar a las últimas etapas y colocar el arco rectangular, lo que se busca es expresar toda la información que guarda la ranura, principalmente el torque, quedando 10° de holgura, juego o tolerancia. La fricción interna generada produce desgaste en dos puntos X e Y.^{7 8} (Figura 1)

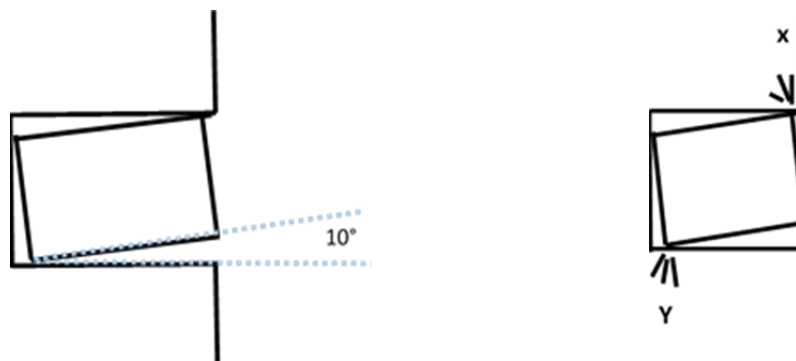


Figura 1. Esquema de los puntos X Y en la interrelación arco bracket.

La naturaleza de la fricción depende de dos factores: 1) biológicos: saliva, placa bacteriana, película adquirida, corrosión y las partículas de alimentos, 2) mecánicos: propiedades de los arcos y propiedades de los brackets.^{9 10} La fricción puede reducir la fuerza disponible en casi 40%, resultando en una pérdida de torque.¹¹

El requerimiento estético por parte de los pacientes es cada vez mayor, por este motivo los diferentes laboratorios han ido modificando los materiales de construcción para disminuir el desgaste. En la actualidad existen los brackets cerámicos de alúmina monocristalinos (zafiro).

La empresa American Orthodontics, lanzo al mercado en el año 2018 el bracket Iconix, el cual tiene el centro de la ranura coincidente con el centro de la base para mejorar el torque. A su vez es de acero inoxidable para evitar desgastes que se pudieren suceder durante el tratamiento. (Figura 2)

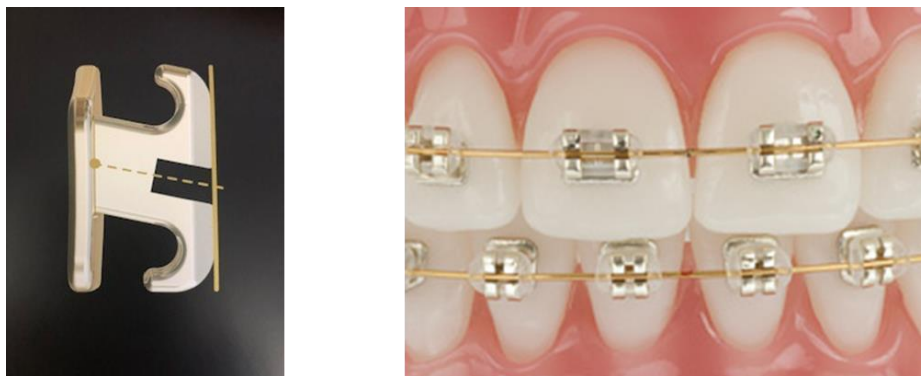


Figura 2. Bracket Iconix de la empresa American Orthodontics.

Es esencial comprender el funcionamiento, entre el bracket y el arco, para poder obtener el movimiento dental adecuado y la respuesta del tejido biológico óptimo.¹²

La exactitud de la información contenida en la ranura de los brackets preajustados permite obtener control y precisión de los movimientos dentarios; sin embargo, cuando se llega a la etapa de finalización los ortodoncistas solemos encontrar una serie de dificultades; es usual observarlo cuando la ranura comienza a completarse. Casos en los que hasta pasar de los arcos de sección redonda y bajo calibre todo lucía adecuadamente, para distorsionarse una vez colocados alambres de sección rectangular, sobre todo 0.48 x 0.63 milímetros (0.019 × 0.025 pulgadas). Pudiendo observar pérdida de torque en el sector anterior, dado por la fricción que se genera en la interfaz brackets-arco.⁹

Esto puede deberse al desgaste de las aristas de los arcos rectangulares o bien, que el arco al friccionar^{13 14} en la ranura del bracket desgaste esta superficie y evite la expresión final del torque, su uso incorrecto o la indicación errónea puede dar lugar a varios problemas, tales como el alto coeficiente de fricción^{12 15} entre la ranura y el arco de alambre; interfiriendo en la mecánica del tratamiento de ortodoncia. Trevisi Zanelato, nos dice... “Cuanto mejor expresado sea el torque de los brackets, mayor será la seguridad de las mecánicas de tratamiento intrabucales”.¹⁶

Al iniciar la observación de las muestras y magnificar con microscopía electrónica de barrido, se detectó que la ranura de los brackets de alúmina monocristalinos

no es plana si no curva. La originalidad del trabajo es aún mayor ya que deberemos establecer cómo trabaja un arco rectangular de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetro (0.019 × 0.025 pulgadas) en una ranura curva de un bracket cerámico monocristalino.

El objetivo de esta investigación es analizar el comportamiento de la ranura de los brackets cerámico de alúmina monocristalinos con los arcos rectangulares de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetros (0.019 × 0.025 pulgadas).

OBJETIVOS

Objetivo general:

- Analizar el comportamiento de la ranura de los brackets cerámico de alúmina monocristalinos con los arcos rectangulares de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetros (0.019 × 0.025 pulgadas).

Objetivos específicos:

- Determinar si el tamaño de la ranura del bracket sin uso guarda relación con las especificaciones del fabricante.
- Observar mediante microscopia electrónica de barrido la superficie interna de la ranura del bracket para determinar la presencia de líneas de propagación, poros, interferencias que puedan comprometer la vida útil del bracket.
- Comparar la altura de la ranura de los brackets nuevos y usados.
- Determinar la composición del bracket cerámico de alúmina monocristalinos y del arco.
- Evaluar el desgaste de la ranura del bracket.
- Identificar la existencia de desgaste del arco rectangular de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetro (0.019 × 0.025 pulgadas).

VARIABLES

- Ángulos internos de la ranura del bracket cerámico de alúmina monocristalino.
- Desgaste del arco rectangular de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetro (0.019 × 0.025 pulgadas).

En cuanto a la variable ranura, se tomó en cuenta la cara interna porque sobre ella no interviene otra variable. Estas mediciones indirectas fueron lineales y se realizaron con el microscopio electrónico de barrido. Registrando la altura de la ranura.

En un primer momento se tomaron mediciones en brackets sin uso que tuviese la prescripción del sistema de trabajo MBT, ranura de 0.55 milímetros (0.022 pulgadas), perteneciente a las piezas nº 1.1, 1.2, 1.3, 2.1, 2.2 y 2.3. Luego se colocaron al microscopio brackets similares pero que hayan estado en boca y recibido toda la secuencia de arcos, incluso el arco rectangular de 0.48 x 0.63 milímetro (0.019 × 0.025 pulgadas) de acero por lo menos treinta días, como establecen los autores.³

En la variable arcos, se tomaron mediciones lineales de sus cuatro caras, estableciendo las medidas del modelo patrón, y se comparó con un arco de las mismas características utilizado en la mecánica de tratamiento durante un tiempo cuyo rango se estimó entre treinta y noventa días, dependiendo del grado de maloclusión diagnosticada.

En el microscopio óptico y en la lupa se observaron los desgastes producidos en el arco en todo su recorrido y se determinó si las zonas de desgaste están relacionadas con las zonas de fricción determinadas por los autores.³

Criterios de inclusión:

- Pacientes que concurrieron a la Asignatura Mecánica de Tratamiento, de la Carrera de Especialización en Ortodoncia, Facultad de Odontología Universidad Nacional de La Plata, a los que se le colocaron brackets cerámicos de alúmina monocristalinas de canino a canino superior con ranura de 0.55 milímetros (0.022 pulgadas),
- Arcos de acero inoxidable de 0.48 x 0.55 milímetros (0.019 × 0.022 pulgadas), con tiempo mínimo de permanencia en boca treinta días, ligados con elastómeros.

Criterios de exclusión:

- Pacientes con brackets de otra prescripción, metálicos, cerámicos policristalinos, reacondicionados o defectuosos.
- Pacientes con brackets ligados con ligaduras metálicas o autoligados.
- Pacientes con arcos redondos, híbridos, curva reversa, cuadrados, nitinol, niti-cobre, TMA, con baño de resina, trenzados o rectangular de calibre diferente, con un tiempo de utilización menor a treinta días.
- Pacientes con ausencia de piezas dentarias en el maxilar superior, o con indicación de exodoncias.

HIPOTESIS

H0: Los cambios en las tolerancias producen la pérdida del control aplicado.

H1: El movimiento relativo entre la superficie de la ranura y la superficie del arco en las juntas de apoyo genera desgastes en ambos componentes que será más severo en el más blando.

MARCO TEÓRICO

La historia de la ortodoncia data de la prehistoria, como cita Proffit en su libro: "...los intentos para corregir esta alteración se remontan como mínimo a 1000 años a.C. se han hallado en excavaciones griegas y etruscas aparatos ortodóncicos primitivos."¹⁷ Se sabe que los antiguos egipcios practicaban ortodoncia ya que los arqueólogos descubrieron momias egipcias con bandas de metal sin refinar enrolladas alrededor de dientes individuales.

Tiempo después, Hipócrates de Cos (460-377 a.C.) llamado el padre de la medicina moderna, menciona en sus registros escritos por primera vez las malposiciones dentarias. No es hasta 400 años más tarde, con Cornelio Celso (25-50 a.C.) en un escrito donde aconseja que "...si los dientes permanentes aparecen desviados por persistencia de los temporarios debía practicar la extracción dentaria de estos últimos y llevar los permanentes a su posición normal mediante presiones digitales repetidas con periodicidad hasta corregir el problema."¹⁸

El primer método mecánico de tratamiento (todavía en uso) fue ideado por Plinio el Viejo (23-79 d.C.), nacido en Italia, quien tiene el mérito de haber propiciado el desgaste dentario, método retomado por los musulmanes Albucasis (936- 1013 d.C.) y Avicenna (980-1037 d.C.).

La gran revolución de la odontología viene de la mano de Pierre Fauchard (1678-1761), francés, es llamado el padre de la odontología moderna. Ya que en su libro *Le Chirurgien Dentiste* (El cirujano dentista) del año 1728 se encuentra por primera vez la odontología tratada de manera profunda, sistemática y completa.¹⁹ Cabe mencionar su aporte al progreso de la odontología general y su genial contribución a la divulgación, en nuestra especialidad, la bandelette o bandeau (tira) (Figura 3). Consistía en una pequeña cinta de oro o plata ligeramente rígida que se colgaba por vestibular o lingual, siguiendo el sitio de malposición dentaria. Se ligaba a las piezas dentarias vecinas con hilos de seda u oro pasado por las perforaciones en los extremos de la lámina.²⁰

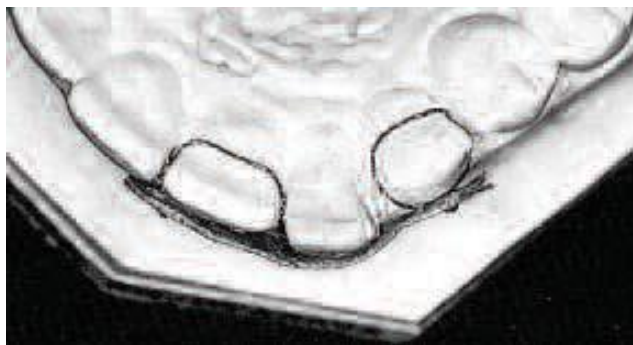


Figura 3. Bandelette de Fouchard, primer aparato moderno de ortodoncia (1728).²⁰

A partir de la misma se realizaron modificaciones, siendo Etienne Bourdet (1722-1789) quien la generalizó en el año 1757, extendiendo la bandelette a toda la arcada. Pudiendo de este modo tratar anomalías generalizadas.

En 1771, John Hunter (1728-1793) inglés, escribe *The natural history of the human teeth* (La historia natural de los dientes humanos) donde desarrolla por primera vez la oclusión normal. Introduce nociones de crecimiento y desarrollo mandibular. Introduce el principio de plano inclinado para tratar la prominencia del maxilar inferior.

Corresponde a Joseph Fox (1776-1816) la primera clasificación de las maloclusiones. Y a la bandelette de Bourdet le suelda en los extremos dos bloques de marfil para levantar y descruzar los sectores posteriores. “Su descubrimiento implica una importante premisa en ortodoncia: para lograr el movimiento de los dientes es necesaria la aplicación de fuerza, pero para que el diente cambie de posición hay que eliminar las obstrucciones.”²¹

Con Christophe François Delabarre (1787-1862) la aparatología realiza un importante progreso. Introdujo un sistema para corregir las rotaciones, consistente en una corona metálica con tubo sobre el diente a girar; por dicho tubo pasaba un arco con una traba en un extremo, ligándolo a los molares por el lado opuesto. Otro aporte suyo consistió en fabricar una rejilla o criba para los molares, con la cual levantaba la oclusión, de manera más simple y confortable que los bloques de marfil de Fox. Dos méritos más tienen Delabarre para ser recordado: su precoz sugerencia para elevar la ortodoncia al rango de

especialidad, desafío que no fue tomado por sus contemporáneos, y su preocupación por las extracciones indiscriminadas que se venían realizando para obtener espacio. Decía que era mucho más fácil extraer dientes que determinar si son absolutamente necesarios.

Debemos a Lefoulon nada menos que el nombre de nuestra profesión, orthodontie (luego traducida al inglés en su forma actual, orthodontics). En 1841 publicó su *Nouveau traité de l'art du dentiste* (Nuevo Tratado de Odontología), en el cual se opuso al desgaste y exodoncias como formas de obtención de espacio, considerando suficiente la expansión mediante su aparatología. Esta consistía en tres tipos de arco: vestibular de fuerza concéntrica, lingual de fuerza excéntrica, y lingual con barra transpalatina para expandir el maxilar.

El mismo año en que nuestra actividad fue bautizada con su nombre actual, apareció el primer libro íntegramente dedicado a la ortodoncia: *Précis sur le redressement des dents ou exposé des moyens rationnels de prévenir et de corriger les deviations des dents* (Preciso en el enderezamiento de los dientes o formas expuestas de prevenir y corregir las desviaciones de los dientes) escrito por Alexis Schangé (1807-...; francés). En él introdujo las siguientes innovaciones: el concepto de anclaje, materializado en una criba molar al estilo de Delabarre, unida por una "T" oclusal. También le debemos la idea de contención postratamiento. Fue quien inició el uso de gomas, solamente dos años después de que Goodyear descubriese en el año 1839 por accidente la vulcanización del caucho.

Sir John Tomes (1812-1895), en su curso de conferencias sobre fisiología dental y cirugía (1846-7), demuestra por primera vez los procesos de reabsorción y neoformación ósea durante el tratamiento ortodóncico, incorporando de esta manera un conocimiento más profundo acerca de los procesos biológicos subyacentes a la mecanoterapia. Menciona también la importancia de las fuerzas constantes.

En 1871 Magill inicia el uso de cementos, adhiriendo una banda de platino con oxifosfato.

El Dr. John Nutting Farrar (1839-1913) fue un dentista estadounidense considerado el "Padre de la ortodoncia estadounidense". En 1875, usó oro de 18k para regular los aparatos dentales, y los resultados de este aparato se publicaron en la revista Dental Cosmos. Estudió el proceso de movimiento de los dientes, en 1876 y lo publicó bajo el título "Regulación de los dientes facilitada por el sistema positivo," y teorizó que la presión movía los dientes. Comprobó que la fuerza ideal para movilizar las piezas dentarias se encuentra entre 0.10 milímetros y 0.15 milímetros. Dicha fuerza la lograba dándole ½ vuelta de tuerca a su aparato por la mañana, y otra ½ vuelta por la tarde (cada doce horas). A su vez, recomendaba prestar atención a la sintomatología dolorosa del paciente como medio de controlar el nivel de fuerza utilizado. (Figura 4)

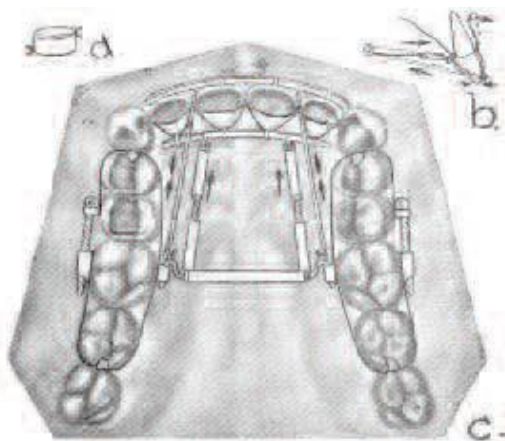


Figura 4. Farrar, padre de la ortodoncia moderna. ⁽²³⁾

Edward Hartley Angle (1855-1930) el "padre de la ortodoncia", si bien la ortodoncia no comienza con él, en el año 1892 abandona la odontología general para convertirse en el primer odontólogo que se dedica exclusivamente a la ortodoncia, bregando toda su vida para que se convierta en una práctica universal (dedicación exclusiva).

El año 1887 marca el inicio de una prolífica serie de treinta y siete patentes, ya que es el año en que Angle introduce el tornillo de tracción. Le siguió luego (describiendo sólo los aportes más trascendentes) el Arco E (expansor) en 1900. Consistía en un arco de quince milímetros colocado por vestibular o palatino, ligado a cada pieza dentaria, y bandas en los primeros molares. Las últimas porciones del arco, adelgazadas, iban roscadas en los tubos de las bandas

molares. Con este arco únicamente se podían inclinar las piezas dentarias. En 1910 Angle crea el Arco de Perno y Tubo. Este tenía un diámetro de 0,8 mm, de sección redonda, diferenciándose además con el Arco E en el uso de bandas en el sector anterior, con tubos verticales en los que se introducían pernos que salían del arco. La incorporación de bandas al sector anterior permitió un mayor control sobre esas piezas. En cada sesión los pernos debían ser re-soldados para acompañar la disminución de la anomalía, así como el arco debía ser reconformado adaptándolo a los sucesivos cambios de posición dentaria. Debido a esta gran laboriosidad demandada, el sistema no fue adoptado por la comunidad ortodóncica. (Figura 5)

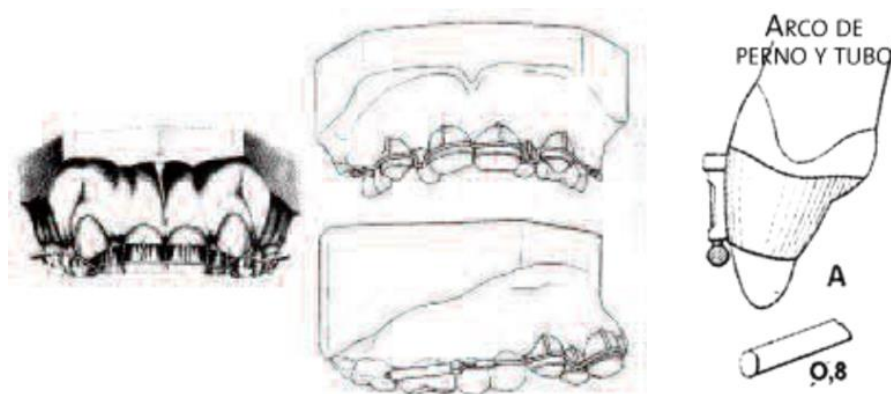


Figura 5. Arco de Perno y Tubo de Angle (1910). ⁽²³⁾

Crea entonces, en el año 1916 su tercer sistema, el Arco Cinta. Tenía la cinta de oro una sección de 0.55 x 0.91 milímetros (0.022 x 0.036 pulgadas), y el inmediato éxito que tuvo se debió en gran medida a su facilidad de manipulación, ya que el tubo de las bandas fue reemplazado por primitivos brackets, donde eran fijados los arcos por medio de alfileres de acero laminado. El Arco Cinta permitía la corrección de las rotaciones y los movimientos en sentido horizontal y vertical, pero no en el sagital, con lo que no servía para casos con exodoncias. (Figura 6)

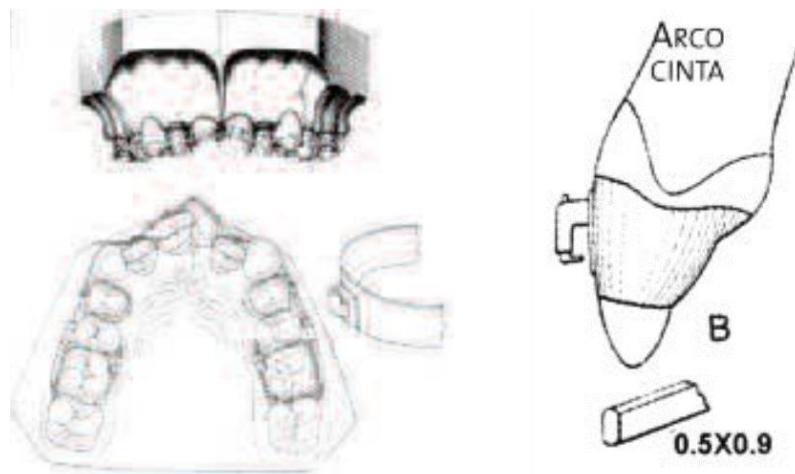


Figura 6. Arco Cinta con los primeros brackets de la historia. Angle (1916).⁽²³⁾

Debido a la limitación antedicha, agregado a la fácil rotura que experimentaban los alfileres, el 2 de junio de 1925, durante la reunión de Sociedad Angle en Berkeley, California, Edward Hartley Angle presenta su más importante contribución a la ortodoncia: el aparato Arco de Canto "Edgewise".²² (Figura 7). Este consistía en un arco de alambre de 0.55 x 0.71 milímetros (0.022 x 0.028 pulgadas), bandas y brackets; los tres elementos en oro. El alfiler fue reemplazado por ligaduras de acero. La auténtica revolución que implica la aparición de este sistema ocurre a varios niveles. El primero y fundamental consiste en la posibilidad de movimiento dentario no solo en las tres dimensiones del espacio, sino que se le agrega el movimiento en masa o radicular. Angle también constituyó una revolución en el sentido de que previo a él los aparatos eran fabricados y diseñados artesanalmente por el profesional para cada paciente. Con Angle aparece la producción en serie, con lo cual esta mecánica de tratamiento se ve inmensamente facilitada y simplificada.

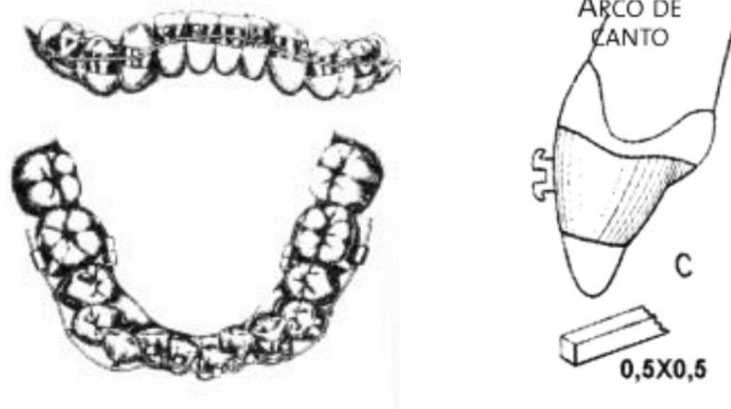


Figura 7. Arco de Canto, patrón de la aparatología moderna y futura. Angle (1925).⁽²³⁾

Pasando por la técnica de alambres ligeros de Begg, hasta la actualidad la ortodoncia ha experimentado diversas combinaciones y evoluciones dentro de las técnicas hasta llegar al diseño presente en la fabricación de los brackets.²³

Cecil C. Steiner (1896-1989), discípulo de Angle, luego de su muerte continuó perfeccionando la aparatología de Arco de Canto, añadiéndole al bracket bordes acanalados para el ligado del alambre, así como la reducción de las dimensiones originales propuestas por Angle, modificando la ranura del bracket a 0.45 x 0.63 milímetros (0.018 x 0.025 pulgada). (Figura 8)

La influencia de Angle continuó hasta que uno de sus estudiantes, Charles Henry Tweed (1895-1970), trató de corregir las deficiencias que vio en la filosofía para facilitar todos los movimientos dentarios.³ Señaló que la realización de exodoncias en sus tratamientos permitía lograr perfiles más armónicos que los que Angle alcanzó en su práctica. En 1940, Tweed tomó 100 pacientes, tratados sin extracciones. Cuya resolución final no fue de su agrado y los continuo con extracciones, sin cobro adicional. Sus resultados fueron presentados en la reunión de la Asociación Americana de Ortodoncistas (AAO). Proffit y colaboradores, comentan en su libro "...bajo el liderazgo de Charles Tweed, la extracción de los dientes fue reintroducida en la ortodoncia en los años 1940 y los '50 para mejorar la estética y las fronteras de las relaciones".²⁴

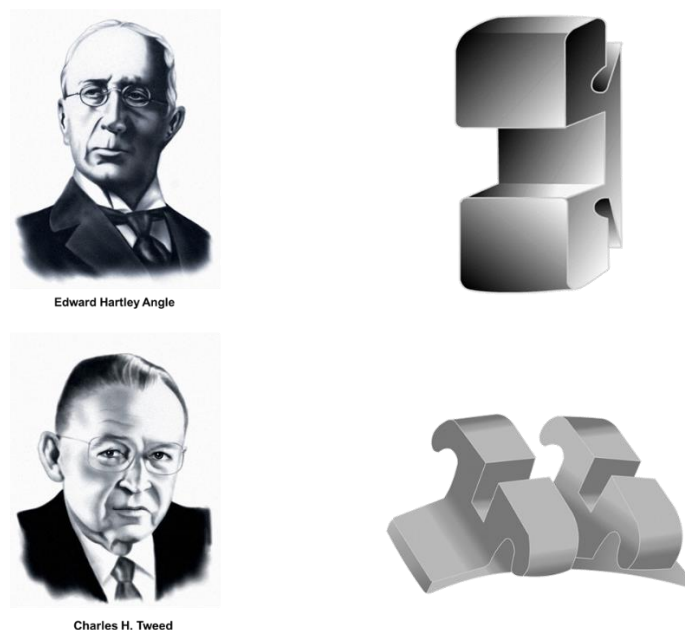


Figura 8. En la imagen superior se observa al Dr. Edward Angle con su bracket original de aleta simple del aparato Arco de Canto, con ranura horizontal. En la imagen inferior el Dr. Charles Tweed con las modificaciones realizadas al bracket de Arco de Canto.

El Dr. Reed Holdaway les dio inclinación a los brackets, basándose en el descubrimiento realizado por Swain suelda dos brackets a una pequeña diferencia de altura para poder darle angulación a los dientes anteriores y posteriores.²⁵ El Dr. Iván Lee, freso la ranura del bracket que al ligar el arco al mismo generó torque, sumando un adelanto a su época y el Dr. Jarabak combinando lo que ambos habían desarrollado, incorpora una ranura pre-angulada que genera cuplas en los tres planos del espacio.

Más tarde, el Dr. Lawrence Andrews, en el año 1972, considerado el padre de la ortodoncia moderna, fue el primero en idear la prescripción ideal basándose en su estudio sobre ciento veinte casos no ortodóncicos con oclusión óptima. Determina las seis llaves de oclusión ideal y crea la aparatología de Arco Recto, “straight wire appliance” dándole información tridimensional a los brackets para realizar un óptimo tratamiento, y de este modo hacer más sencillo el procedimiento ortodóncico, sin realizar demasiados dobleces²⁶, teniendo cada bracket una prescripción diferente según la pieza dentaria que corresponda. (Figura 9) De esta forma desaparecen todos esos dobleces que se utilizaban en la técnica de Arco de Canto, modificando toda la mecánica de tratamiento. El

procedimiento buscado es lograr a través de diferentes arcos, de distintos calibres y materiales que los mismos vayan completando la ranura y así ir alineando las piezas dentarias para poder llegar al último arco el cual debe ser rectangular para que pueda expresar toda la información que este nos brinda y específicamente el torque. Venía a dar solución, en realidad, a dos problemas: primero, la falta de claridad acerca de los objetivos de tratamiento; y segundo, la falta de acuerdo acerca del esquema final de oclusión (postratamiento). Andrews, no encontraba casos terminados con el mismo esquema de oclusión, no sólo entre distintos profesionales, sino en casos de un mismo ortodoncista. Por lo cual no sabía cuál esquema era el correcto, ni a qué doctor seguir.²⁷

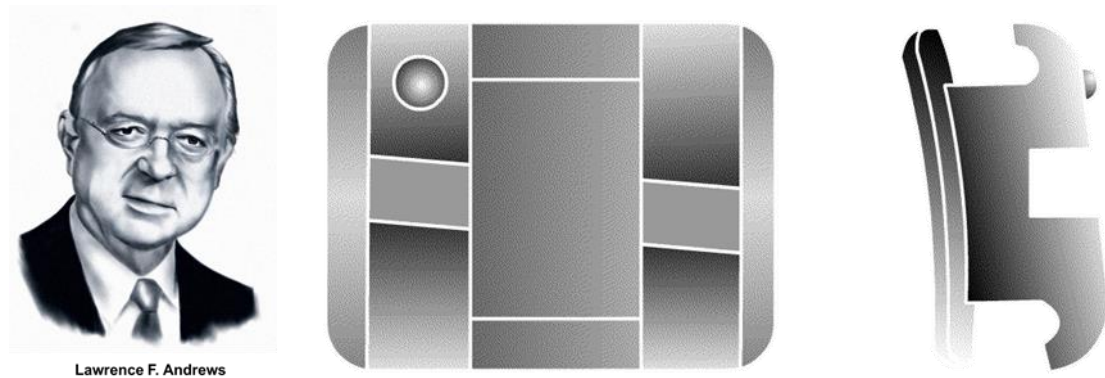


Figura 9. Imagen del Dr. Lawrence Andrews junto a su bracket de Arco Recto estándar de Andrews, nótese la angulación embutida en la canaleta.

A pesar de que el aparato era nuevo, los ortodoncistas de la época continuaron utilizando las fuerzas pesadas tradicionales del Arco de Canto, observando pérdida de inclinación de los dientes anteriores. Como resultado Ronald H. Roth (1933-2005), que era discípulo de Andrews, introduce modificaciones al aparato para compensar las dificultades que tenía, modificando el tamaño de la ranura a 0.45 milímetros (0.018 pulgadas). Creía que mientras los cóndilos y la mandíbula estuvieran colocados correctamente en relación céntrica, las seis llaves de Andrew para la oclusión eran compatibles para el tratamiento de ortodoncia.

Creía que se debía introducir algún grado de corrección excesiva en los brackets, creando la "Prescripción Roth" en el campo de la ortodoncia en el año 1975.^{28 29}

Años más tarde tres ortodoncistas se agrupan, McLaughlin Richard P, Bennett John y Trevisi Hugo (1997), basándose en los estudios de Andrews, diseñaron un sistema de brackets MBT, en el cual se buscó disminuir la fricción generada en la interfaz arco - bracket aumentando el tamaño de la ranura a 0,55 milímetros (0.022 pulgadas).¹ (Figura 10)

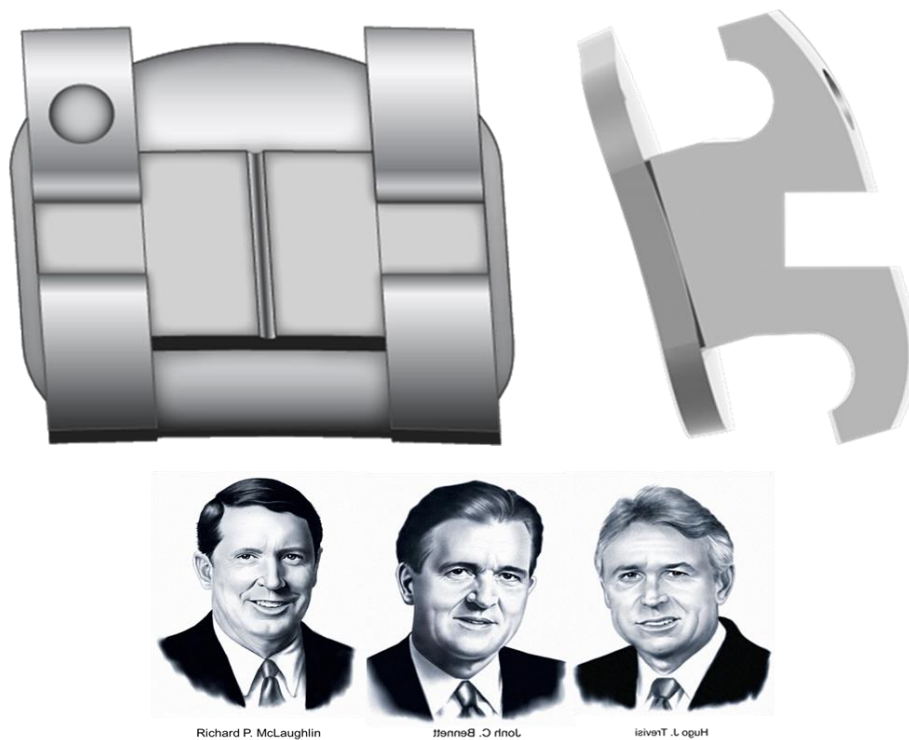


Figura 10. Brackets MBT con formato romboide (trapezoidal), junto a sus autores McLaughlin Richard P, Bennett John y Trevisi Hugo.

Los autores de éste sistema de tratamiento determinaron diferentes angulaciones y torques para todas las piezas dentarias. (Figuras 11 - 12)

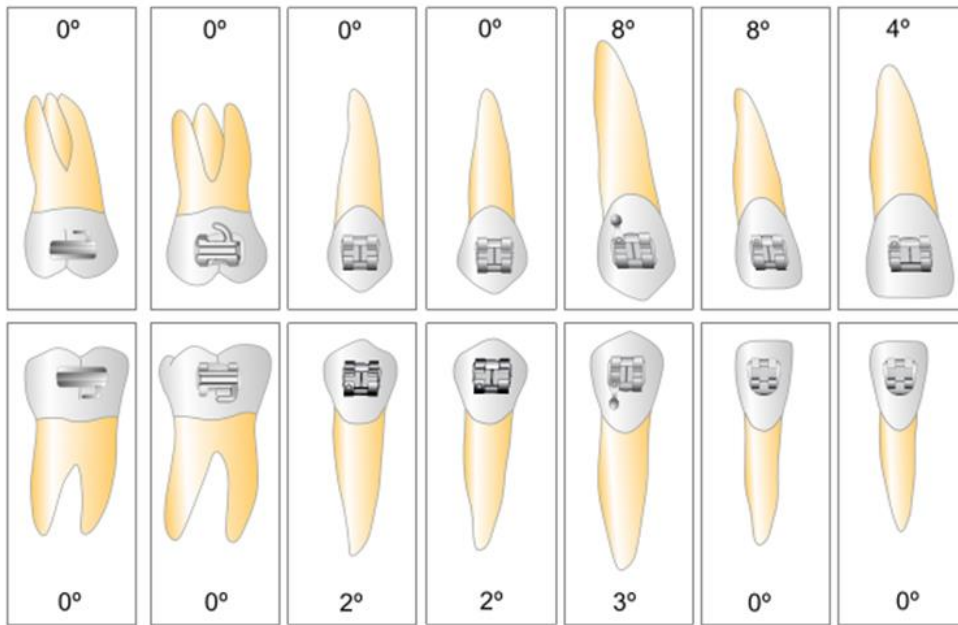


Figura 11. Angulación de la ranura del bracket de 0,55 milímetros (0.022 pulgadas) correspondiente a todas las piezas dentarias.

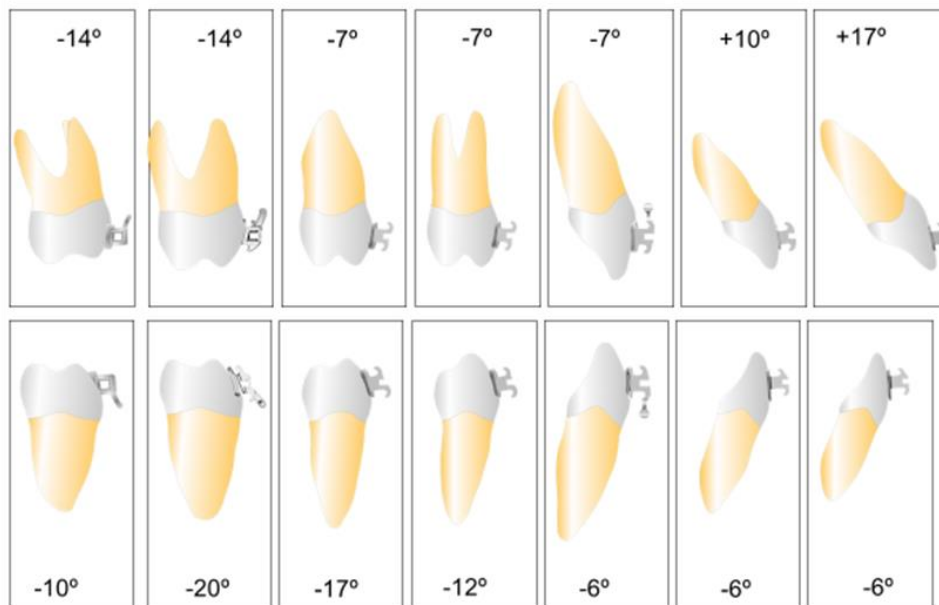


Figura 12. Torque de la ranura del bracket de 0,55 milímetros (0.022 pulgadas) correspondiente a todas las piezas dentarias.

Los creadores de la prescripción MBT reconocen que en las primeras fases de tratamiento la mayor amenaza para el control de anclaje proviene de la inclinación de los brackets anteriores, para lo cual suelen utilizar dobleces distales, con excepción de aquellos casos en los que es necesario aumentar la longitud de arcada. Del mismo modo, la utilización de retroligaduras a nivel de los caninos. Los dobleces distales y las retroligaduras se deben mantener durante toda la etapa de alineación y nivelación, hasta alcanzar la fase con arcos rectangulares de acero.⁴⁶ Al llegar a las últimas etapas y colocar el arco rectangular, lo que se busca es la expresión del torque. En la interfaz arco-ranura quedan 10° de holgura, juego o tolerancia, generando fricción interna en dos puntos diagonales de la ranura X e Y. ⁴⁵ (Figuras 13-14)

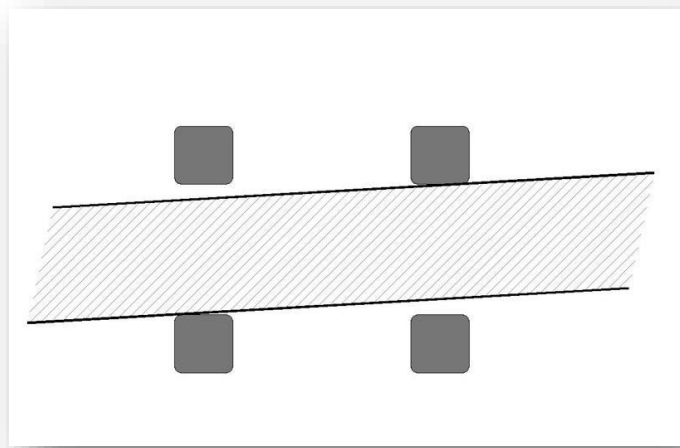


Figura 13. Vista frontal. Disposición real en el momento de la colocación del alambre rectangular dentro de la ranura.⁽³⁾

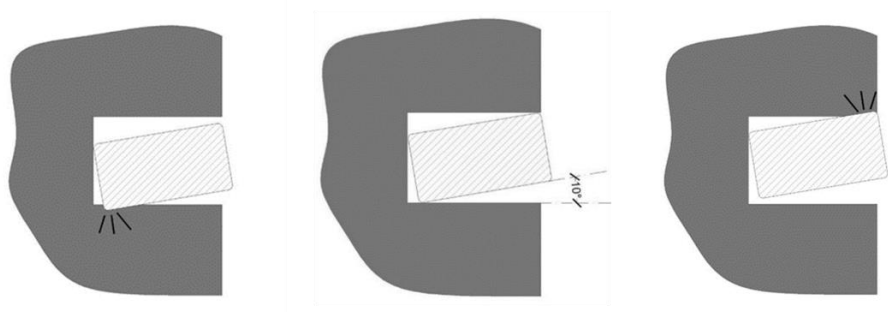


Figura 14. Vista sagital. Aproximadamente hay 10° de holgura en la interfaz brackets-arco. 3 Vista sagital del arco rectangular dentro de la ranura del bracket. ⁽³⁾

Un pilar fundamental para la mecánica de ortodoncia es la fricción cuya definición es: fuerza que resiste el movimiento de dos objetos en contacto. Las obras clásicas con respecto a las leyes de la fricción se han acreditado con la Ley de Charles-Augustin de Coulomb (1785) y Edgard Morin (1785), existe fricción en dos formas: estática y dinámica o cinética. La fricción estática se define como la fuerza requerida en la iniciación de un movimiento y la fricción dinámica es la fuerza que resiste el movimiento. Desde el punto de vista de ortodoncia, cuando se aplica una fuerza de fricción estática, se expresa la fuerza inicial que se genera entre el arco y el bracket; y debe ser mayor para iniciar el movimiento de los dientes. La fricción dinámica es la fuerza generada por el deslizamiento del arco de alambre a través de la ranura del bracket, ya que el diente se está moviendo en la dirección de la fuerza aplicada. En la terapia de ortodoncia fija, los dientes se pueden mover mediante el uso de cualquiera de los arcos de alambre, que implica una fricción mínima, o mecánica de deslizamiento, en el que la fricción es muy considerable. (Figura 15)



Figura 15. Arco de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetros (0.019x 0.025 pulgadas), dentro de la ranura de 0.55 milímetros (0.022 pulgadas) del bracket de un incisivo central.

En ortodoncia se utilizan diferentes denominaciones para referirse a los movimientos producidos sobre las piezas dentarias. El termino angulación o tip se utiliza para determinar la inclinación de la pieza dentaria en sentido mesio-

distal (movimiento de segundo orden para la técnica de arco de canto) y torque (movimiento de tercer orden) para indicar el movimiento vestibulo-lingual/palatino.³⁰ El torque será producido por una cupla intrabacket, donde las fuerzas ejercidas a distintas distancias, aunque de igual magnitud, genera un momento mayor que otro, por lo que este prevalece generando un torque radicular” (Figura 16). Andrews LF, ya por 1972, enfatizaba sobre el significado de angulación de la corona y la inclinación para alcanzar una oclusión óptima, ya sea funcional como estética.³¹ Burstone CJ y Choy K, definen torque diciendo: “el torque es producido por la torsión de un alambre rectangular de ortodoncia dentro de la ranura de un bracket”.³²

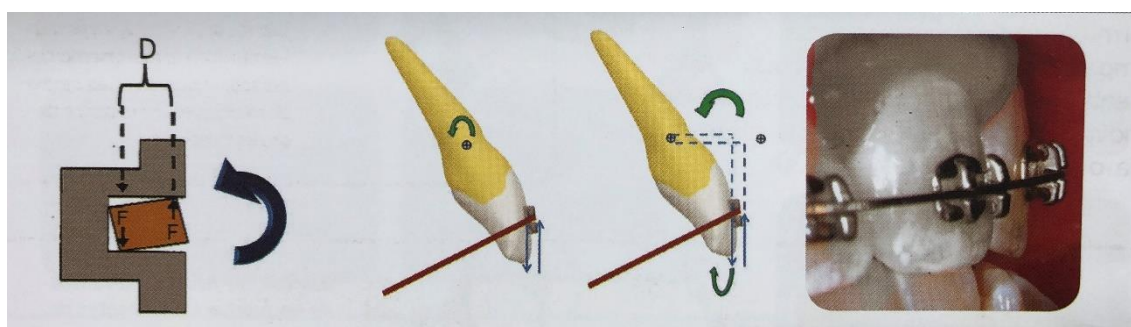


Figura 16. Cuplas intrabackets, con la descomposición de las fuerzas, que operan del mismo lado del centro de resistencia.⁽³⁰⁾

Los ortodoncistas tienen claro que la expresión final del torque depende de diferentes variables siendo la principal la fricción, la cual puede ser producida por diversos elementos como: la naturaleza de los materiales de construcción del arco y del bracket, tipo de ligadura cuanto mayor superficie del bracket para ligar el arco al bracket, mayor podrá ser la fricción³³.

Espacio libre entre el bracket y el arco, torque, dimensiones del bracket y del arco, angulación entre bracket-arco, distancia interbracket, saliva, y algunos factores biológicos que escapan al control clínico, como la morfología de la cara vestibular de la pieza dentaria. Adicionalmente, cuanto mayor sea el apiñamiento de las piezas dentarias, mayor será la deflexión del arco, por lo tanto, mayor la fricción y como consecuencia la pérdida del torque.

Tabla 1. Causas relacionadas con la fricción

1. <u>Biológicos</u>
1.1 Apiñamiento dentario. Distancia interbracket
1.2 Saliva.
1.3 Morfología de la cara vestibular de la pieza dentaria.
2. <u>Mecánicos</u>
2.1 Materiales de fabricación. Proceso.
2.2 Ligaduras.
2.3 Tolerancia entre el arco - brackets.
2.4 Torque.
2.5 Tamaño del arco - brackets.
2.6 Angulación del arco - brackets.

1.1 Apiñamiento dentario. Distancia interbracket

La distancia interbracket se encuentra íntimamente relacionada con el grado de apiñamiento. Se puede decir que cuando la discrepancia dento-alveolar tiene un valor negativo de -7 u -8 milímetros, se deberán realizar extracciones dentarias³⁴. Otro índice muy utilizado es el de Bolton, el cual mide la relación entre los tamaños de las piezas de ambas arcadas. Originalmente la comparación se tomaba de molar a molar, aunque la forma que en la actualidad se aplica es de canino a canino. Frecuentemente se asocia erróneamente al Índice de Bolton una falta de coincidencia de la línea media o una llave canina de clase II. A menudo esto se debe a una pérdida de torque en alguna de sus arcadas, combinada a veces con una proinclinación en la arcada opuesta.

Para poder ligar el arco al bracket se producen niveles elevados de fricción generando desgastes en la interfaz arco-ranura. En el ejemplo de la Figura 17, se puede observar que, si la retracción del canino se inicia con los caninos aún en sus posiciones iniciales vestibulizada, se espera un nivel de fricción bastante elevado por tres razones a) fuerza normal hacia abajo y lingual, b) fuerzas normales del binario para evitar la inclinación en una vista sagital, c) un momento

para evitar y corregir la rotación distal del canino. “Por lo tanto, es más sensato reducir la distancia intercaninos lo más pronto posible antes de iniciar su retracción.”³²

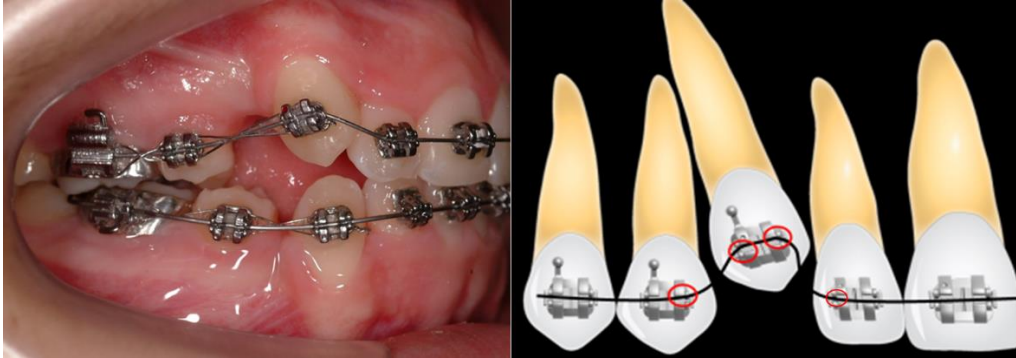


Figura 17. Si la retracción del canino se inicia con los caninos aún en sus posiciones iniciales vestibulizada, se espera un nivel de fricción bastante elevado por tres razones a) fuerza normal hacia abajo y para lingual, b) fuerzas normales del binario para evitar la inclinación en una vista sagital, c) un momento para evitar y corregir la rotación distal del canino.

2.2 Saliva

La mecánica de deslizamiento es ampliamente utilizada en dispositivos de ortodoncia fijos. Los fenómenos parasitarios que bloquean o ralentizan el movimiento han sido, hasta ahora, relativamente descuidados. La fricción que aparece en la interfaz del arco / bracket / ligadura se opone a la acción de deslizamiento libre, necesaria para permitir que las fuerzas del motor desplacen las unidades dentales que se guían en un arco de metal con la forma apropiada. Hay tres causas principales que hacen impredecible el control de las fuerzas de ortodoncia. El primero son las irregularidades involuntarias introducidas en los arcos durante su construcción. Los otros dos consisten en factores que bloquean la acción deslizante. Pueden ser desconocidos o mal entendidos: la corrosión superficial de los arcos y los brackets que afectan a la superficie pulida, y la aparición de sarro. (Figura 18)

Ahora bien, la saliva es capaz de disminuir la fuerza de fricción en al menos dos órdenes de magnitud cuando se encuentra entre superficies hidrófobas.³⁵ La misma cumpliría acción de lubricación entre ambas áreas. Existen diferentes

trabajos de investigación para determinar la acción de la saliva, placa bacteriana, sarro y su comportamiento con la ortodoncia fija.

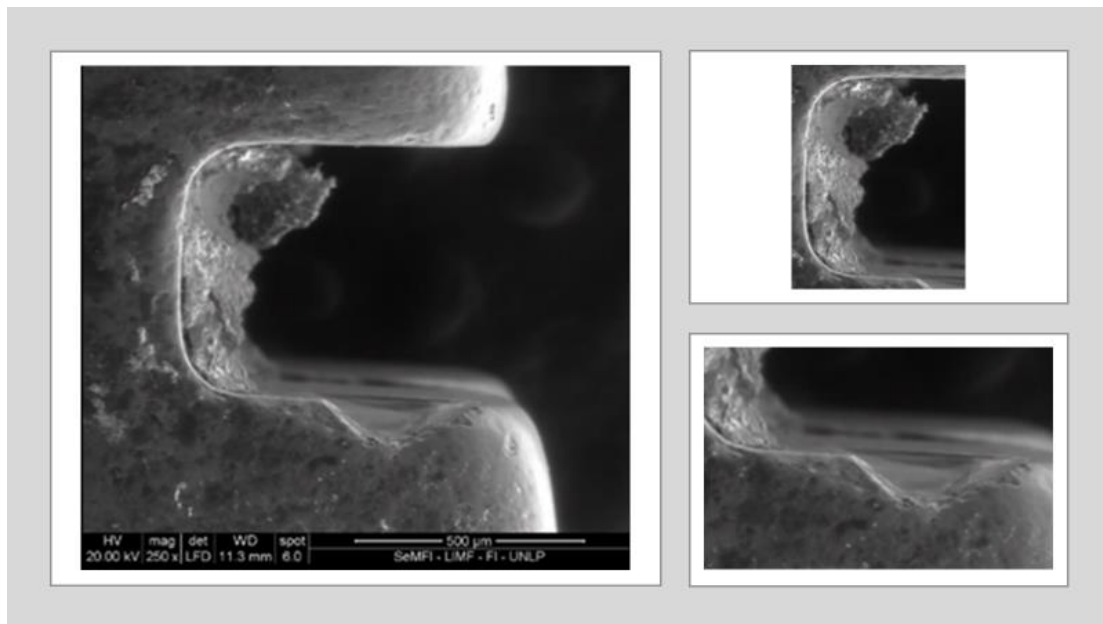


Figura 18. Fotografía al microscopio electrónico de barrido de un bracket de alúmina monocristalina retirado luego de un tratamiento de ortodoncia finalizado donde se observa el desgaste del borde inferior de la ranura y la presencia de material orgánico.

Sobre un ensayo clínico prospectivo, Raji SH, Shojaei H, Ghorani PS, Rafiei E. donde utilizaron dieciochos arcos de ortodoncia (nueve superiores y nueve inferiores) recubiertos de resina epoxi de 0.40 x 0.55 milímetros (0.016 x 0.022 pulgadas) de níquel-titanio (Spectra, GAC, EE. UU.) Y dieciocho arcos (nueve superiores y nueve inferiores) de 0.40 x 0.55 milímetros (0.016 x 0.022 pulgadas) de níquel-titanio sin recubrir (Sentalloy, GAC, USA). Las muestras se retiraron y cortaron en longitudes iguales después de tres semanas y se colocaron en tampón salino taponado con fosfato. Posteriormente de la separación de bacterias en solución de tripsina y ácido etilendiaminotetraacético, la solución diluida se cultivó en agar sangre y se contaron las unidades formadoras de colonias bacterianas Los resultados obtenidos fueron: la media de colonización bacteriana en alambres no recubiertos fue mayor que la de los alambres recubiertos (P <0.001).³⁶

Otro elemento que influye sobre la fuerza de fricción es la acumulación de desechos en las superficies de los arcos - brackets.³⁷ Los instrumentos de

limpieza de los brackets, como la arenadora (pulido de aire en polvo) pueden afectar este proceso. En un estudio sobre veintiocho brackets premolares evaluados después del tratamiento de ortodoncia perteneciente a una hemiarcada, se sometieron a pulido con polvo - aire (n = 14), durante cinco segundos, mientras que la hemiarcada contralateral (n = 14) sirvió como control. Se realizaron pruebas de fricción mecánica y se examinaron las imágenes de las superficies de soporte pulidas y las superficies de control. Se aplicó la prueba de Wilcoxon para el análisis comparativo entre hemiarcadas con un $p < 0.05$. El resultado mostro que los soportes que se limpiaron con pulido de polvo - aire mostraron una menor fricción (mediana = 1.27 N) en comparación con las superficies de control (mediana = 4.52 N) ($p < 0.01$). El análisis de la imagen reveló que el grupo de control mostró una mayor acumulación de residuos (mediana = 2.0) en comparación con el grupo que recibió profilaxis con pulido con polvo - aire (mediana = 0.5) ($p < 0.05$). (Figura 19)



Figura 19. Vista intraoral de la profilaxis mediante pulido con aire en polvo en un ángulo de 90 ° con respecto a la superficie del soporte en el maxilar superior (A) y la mandíbula (B).⁽³⁷⁾

Un nuevo estudio realizado por Leal RC, Amaral FL, França FM, Basting RT, Turssi CP, quienes evaluaron el efecto de diferentes lubricantes en la fricción entre los brackets ortodónticos y los arcos. Utilizaron brackets autoligantes activos (Quick, Forestadent) y pasivos (Damon 3MX, Ormco) los cuales fueron sometidos a diferentes pruebas de fricción en presencia de saliva artificial a base de mucina y carboximetilcelulosa (CMC), agua destilada y saliva humana total (control positivo). Se utilizó fricción seca (sin lubricante) como control negativo. Las muestras de brackets / arco 0.35 x 0.63 milímetros (0.014 × 0.025 pulgadas),

CuNiTi, SDS (Ormco) se sometieron a pruebas de fricción ocho veces en una máquina de prueba universal. Se encontraron mayores fuerzas de fricción con el uso de agua destilada, cuando la prueba se realizó en condiciones secas (es decir, sin lubricante). Los resultados demuestran que la lubricación desempeña un papel en las fuerzas de fricción entre los brackets auto ligados y los arcos de Cu Ni Ti, con saliva artificial a base de mucina y CMC que proporciona una alternativa confiable a la saliva natural humana.³⁸

2.3 Factores biológicos que escapan al control clínico

La morfología de la cara vestibular incide en el lugar del cementado del bracket y se encuentra íntimamente relacionado con el centro de resistencia de la pieza dentaria, por lo cual la inclinación vestibulo lingual se ve afectada.

Si la cara vestibular es muy curva, durante la técnica de cementado con posicionadores la altura del espolón puede indicar la posición del bracket más a oclusal produciendo la inclinación de la raíz más hacia vestibular, o el cementado más a gingival y la raíz más a palatino. (Figura 20)

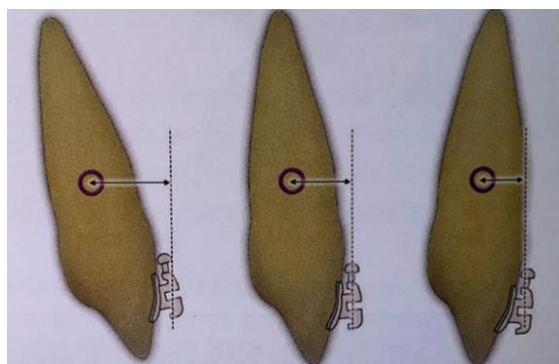


Figura 20. En una vista sagital, la cantidad de fuerza de fricción depende de la distancia perpendicular del bracket al centro de resistencia.⁽³²⁾

2.1 Materiales de confección del arco y del bracket

En relación con su elaboración los brackets al principio fueron confeccionados en acero inoxidable, pero ante los requerimientos estéticos se buscó la manera de reemplazarlos por materiales policristalinos, los cuales no soportaban las fuerzas oclusales y se rompían. Los mismos, se afianzaron durante la década de 1980. Están hechos de acrílicos, nylon, resinas epoxi, polisulfonas y

policarbonatos. Pueden ser utilizados en situaciones de fuerza mínima y tratamientos de corta duración sobre todo en los adultos.

Los brackets cerámicos se introdujeron en ortodoncia para satisfacer el aumento de la estética, ser más durables, pero su uso incorrecto o la indicación errónea puede dar lugar a varios problemas, tales como el alto coeficiente de fricción entre la ranura y el arco de alambre; esto puede interferir en el tratamiento de ortodoncia, fueron creados en 1902 por un químico francés llamado Auguste Verneuil.^{39 40 41} Algunas marcas comerciales como 3M introdujeron al bracket cerámico una ranura metálica para disminuir la fricción y con ello, la deformación de esta. Todos los brackets cerámicos disponibles actualmente están compuestos de óxido de aluminio. Sin embargo, debido a sus diferencias claras durante la fabricación, hay dos tipos de soportes de cerámica, a saber, la alúmina policristalina y monocristalina. Los procesos de fabricación juegan un papel muy importante en el rendimiento clínico de los brackets cerámicos.

Debido a que la producción de brackets policristalinos es menos complicada, éstos son más fácil de encontrar en la actualidad. Los laboratorios han llamado de forma comercial a los brackets cerámicos compuestos de óxido de aluminio, "zafiro" por sus características estéticas.⁴² (Figura 21) A pesar de los requerimientos estéticos de los pacientes, colocar brackets metálicos en los segundos premolares disminuye la fricción en ese segmento del alambre a la hora de cerrar espacios por deslizamiento en masa. Del mismo modo, si el ortodoncista prefiere cerrar espacios distalizando el canino en primera instancia, los brackets estéticos con ranura metálica presentan un comportamiento superior a los que no lo poseen³⁰ al disminuir la fricción, por ser dos materiales de mismas características.



Figura 21. Diferentes marcas comerciales de brackets de incisivos inferiores. De izquierda a derecha Ice de Ormco, Clarity (cerámicos con ranura metálica de 3M), Radiance Plus de AO, Ortho2 de Orthogonizer.

Los tonos del zafiro se deben a impurezas provenientes de elementos químicos como el hierro, el titanio, el cromo, el cobre o el magnesio. Si eliminamos todas esas impurezas, lo que tenemos es un cristal perfectamente transparente. Se crea aplicando altísimas presiones y temperaturas a una mezcla de polvo de óxido de aluminio. El calor permite crear láminas sin imperfecciones de este material.^{43 44 45 46}

Los materiales inorgánicos (cerámicas) no soportan grandes deformaciones y no son flexibles, elásticos ni resistentes al impacto. Muestran una resistencia a la fractura menor que el resto de los materiales, siendo dañados fácilmente cuando son sometidos a fuerzas de tracción.⁴⁷

Puesto que los brackets cerámicos son más duros que el acero y son los más altos en la lista con respecto a la fricción,⁴⁸ el esmalte dental y los alambres metálicos en contacto con ellos suelen sufrir daños.^{49 50}

El diseño de la aparatología y la mecánica de tratamiento están íntimamente relacionados. Hasta cierto punto el diseño de los brackets se hace científicamente y basado en la investigación. Sin embargo, el desarrollo y refinamiento de la mecánica correcta de tratamiento lleva años y se fundamenta en la experiencia adquirida en el tratamiento de numerosos casos. Como consecuencia, la información sobre la mecánica de tratamiento frecuentemente es anecdótica, y basada en las recomendaciones de clínicos experimentados. Incluso investigaciones sobre la eficacia del tratamiento tienden a no ser concluyentes.^{51 52}

Es importante para el ortodoncista conocer la exactitud de la información contenida en la ranura de los brackets preajustados para obtener control y precisión de los movimientos dentarios, especialmente los de torsión,⁵³ y angulación. La precisión en la fabricación de los brackets se traduce en la forma con la que finalizan los casos de ortodoncia y al no tener la información exacta de las ranuras y el margen de error que manejan las casas fabricantes durante el proceso de fabricación de los brackets, no se puede predecir con exactitud la finalización de los tratamientos. Creekmore,⁴¹ estableció niveles de tolerancia para la altura de la ranura de 0.45 milímetros (0.018 pulgadas), de 0.46

milímetros (0.0182 pulgadas) a 0.47 milímetros (0.0187 pulgadas). En cuanto al torque el nivel de tolerancia según Kiourtsis DJ, 1992 está entre el 5% al 10%, lo cual representa cerca de 1° a 1.5° del torque neto efectivo.

Mayor TW, Carey JP, Nobes DS, Mayor PW ⁵⁴ publicaron una investigación sobre la tolerancia de la ranura del bracket en la fabricación entre tres marcas comerciales de brackets de autoligado Speed, In-Ovation y Damon Q. Desarrollaron un nuevo método para analizar las dimensiones del perfil de la ranura utilizando fotografías. Se seleccionan cinco puntos a lo largo de cada pared y se ajustaron líneas para definir una forma de ranura trapezoidal. La investigación mide la altura de la ranura en la parte superior e inferior de la misma, los ángulos entre las paredes, el estrechamiento de la ranura y la linealidad de cada pared. Evaluaron las dimensiones de las ranuras para treinta soportes de acero inoxidable autoligado del incisivo central superior derecho. Los resultados indican que los soportes de Speed tienen una altura de ranura dos por ciento más pequeña que el tamaño nominal de 0.559 milímetros y tienen un estrechamiento ligeramente convergente. Los soportes In-Ovation tienen un estrechamiento divergente en un ángulo promedio de 1.47 grados y tiene las tolerancias de fabricación más pequeñas. Los soportes Damon Q son los de forma más rectangular, con esquinas de casi 90 grados entre la parte inferior de la ranura y las paredes. La altura de la ranura de Damon es en promedio un tres por ciento.

Existen reportes de que las ranuras de los brackets tienen varios grados de imprecisión en su dimensión ocluso gingival ^{55 56 57 58 59} y en sus valores de torque.^{41 42} Los fabricantes de aparatos de ortodoncia, generalmente, no especifican qué método utilizan para el control de calidad en cuanto a la precisión de las características incluidas dentro de la ranura o sus dimensiones, ni el nivel de tolerancia de estas en el proceso de fabricación de los brackets.

En un estudio realizado por Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F., sobre doscientos veinte brackets nuevos de acero inoxidable del incisivo central superior derecho, con una ranura 0.55 x 0.71 milímetros (0.022 x 0.028 pulgadas), distribuidos en cincuenta y cinco brackets por cada una de las cuatro

casas comerciales estudiadas: Morelli® Perdizes São Paulo, SP: línea MBT system; 3M® Unitek, Monrovia: línea Gemini MBT; Dentauro® Pforzheim, Germany: línea Equilibrium 2 MBT y; Aditek® Grabilnhos, São Paulo Brasil: línea Vector MBT. Se realizaron tres mediciones tanto de torque como de angulación en cada bracket. Las condiciones ambientales fueron de HR-55 ±5 % y 20° ± 1°C. Utilizaron las investigaciones de Kiourtsis y de Creekmore para calcular la tolerancia.

Se recurrió a un proyector de perfiles marca Prazis® referencia PG360HE con un lente de magnificación de 50X acondicionado según la guía ISO/IEC25, con una incertidumbre de medición de 1µm (0.001milimetro), para el procesamiento de la información se utilizó un software especializado tipo Quadra - Chek 4000. La medición de los ángulos fue realizada de la siguiente manera: las muestras fueron medidas en grupos de cinco brackets colocados sobre una barra calibrada (buril) magnetizada que permitió la proyección del contorno del bracket sobre la pantalla del proyector, dicha barra sirvió como plano de referencia horizontal o línea cero. Luego sobre un acetato con puntos de referencia se fijó sobre la pantalla del proyector, trazando una tangente a la cara interna de la aleta gingival para la obtención del ángulo de torque. Los valores promedio de las marcas Morelli® y Aditek® presentan diferencias estadísticamente significativas con respecto al rango de torque establecido; los promedios de Dentauro® y 3M Unitek® se encuentran dentro del rango de tolerancia, sin diferencias estadísticamente significativas ($p>0,05$).

Un estudio realizado por Castillo Monroy AD, Cáceres Coronel NA⁶⁰, durante el año 2017, sobre variación dimensional de la angulación de brackets de prescripción Roth, en el cual, midieron quince brackets de tres casas comerciales: 3M® Unitek, Morelli® AZdent®, en total ciento veinte brackets. Para la medición se utilizó una cámara con macro de 1000X. Los promedios de angulación se desviaron del rango de tolerancia ($\pm 0,2^\circ$), 3M UNITEK®, AZdent® y Morelli® presentaron diferencias estadísticamente significativas entre sus promedios (prueba ANOVA $p=0,05$). Se presentó variación en la angulación de los brackets de las tres casas comerciales. Esta variación fue menor para los brackets 3M Unitek.

El otro componente importante de un aparato de ortodoncia son los arcos los cuales interactúan íntimamente con la ranura del bracket, generando fricción en diferentes puntos.

En un estudio realizado por Amini F, Rakhsahan V, Pousti M, et al. sobre rugosidad en el arco, se emplearon microscopios electrónicos Hitachi-S2300 en modo de electrones secundarios y Hitachi-S2400 en modo EDX. Se registraron imágenes y se cuantificó el número de imperfecciones (poros, rayas, granos) encontradas en cada campo visual con magnificaciones de 300x y 800x. El número máximo de imperfecciones se presenta como la suma de la cantidad de poros, rayas y granos evidenciado en un campo visual.⁶¹ Otros estudios realizaron mediciones de microscopía de fuerza atómica (AFM) para proporcionar información cuantitativa sobre la rugosidad superficial del material ortodóncico.^{43 46 48 46} La presencia de imperfecciones aumenta la fricción.

Los doctores Alfonso MV, Espinar E, Llamas JM durante el año 2013, realizaron un trabajo de investigación cuyo objetivo fue analizar la influencia de la naturaleza de los arcos de alambre de ortodoncia en el coeficiente de fricción y la tasa de desgaste contra los materiales utilizados comúnmente como brackets (Ti-6Al-4V y acero inoxidable 316L). Los materiales seleccionados como arcos de alambre de ortodoncia fueron acero inoxidable ASI304, NiTi, Ti, TiMo y NiTiCu. Los materiales seleccionados del conjunto de arcos presentaban una rugosidad muy similar pero una dureza diferente. Los materiales se eligieron de grados de dureza más bajos y altos que los de los soportes. Las pruebas de desgaste se realizaron en saliva artificial a 37 °C. Los resultados mostraron una relación lineal entre la dureza de los materiales y los coeficientes de fricción. El material que mostró una menor tasa de desgaste fue el acero inoxidable ASI304. Para evitar el desgaste, el arco y los brackets tienen altos valores de dureza.

Aunque un buen desempeño biomecánico es el foco principal en el desarrollo de nuevos materiales para el tratamiento ortodóncico, hay un interés creciente en la mejora de la estética de los aparatos.

Los arcos metálicos revestidos ya están disponibles, pero son opacos y pueden desgastarse o descascararse durante su manejo, además de afectar las fuerzas

de fricción. Para obtener arcos estéticos de alta calidad, la especialidad ortodóntica ha comenzado a adoptar composites y probablemente utilizara polímeros de alta resistencia. Los alambres ortodónticos de composite probablemente utilizan fibras continuas y largas en una matriz polimérica. (Figura 22)

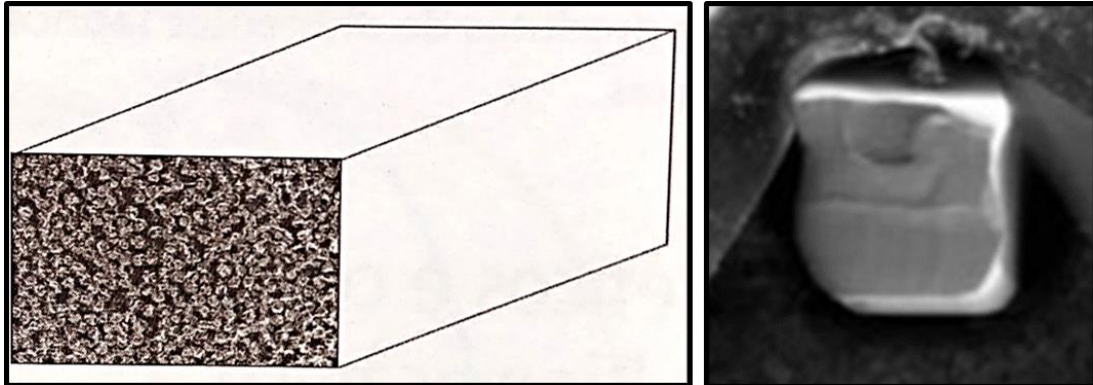


Figura 22. Diseño esquemático de un arco rectangular que muestra las fibras de vidrio individuales embebidas por una matriz resinosa. Las propiedades varían de acuerdo con la cantidad de fibras. ⁽³²⁾ Imagen al microscopio electrónico de barrido.

2.2 Tipo de ligadura

El espesor de la pared de las aletas juega un rol fundamental en la fricción ya que marca el punto de partida de la ligadura y el ángulo que forma al contactar el arco: ángulo alfa. Cuanto más aproximado a los 180° sea éste, menor fricción genera la ligadura. Es la relación entre profundidad de la ranura y el espesor de la aleta. Es muy importante durante la alineación y la nivelación. (Figura 23)



Figura 23. Diferentes tipos de arcos, brackets, tipos de ligado y ángulos alfa formados.

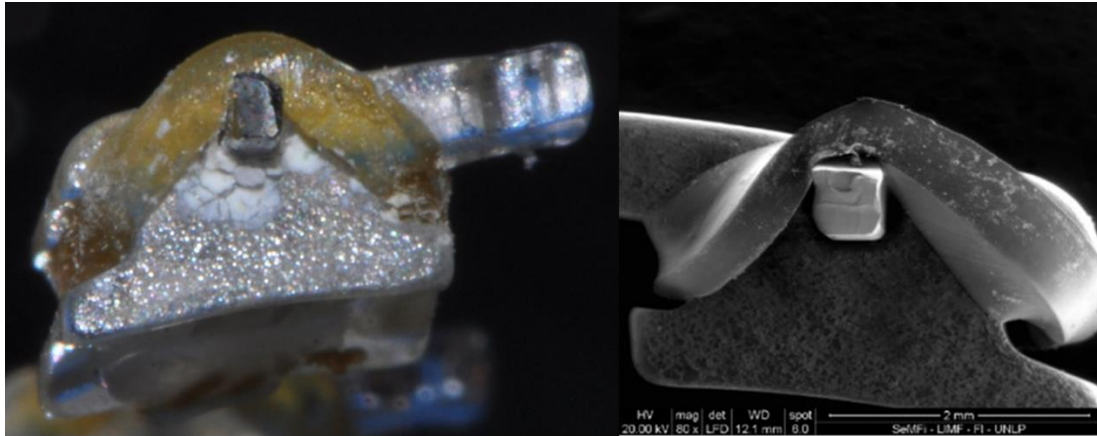


Figura 24. A la izquierda se observa una fotografía del comportamiento de un arco de acero inoxidable de 0.019×0.020" en una ranura de un bracket cerámico de alúmina monocristalino, ligado con ligadura elastoméricas. Detectando presencia de residuos. A la derecha igual imagen al Microscopio Electrónico de Barrido a 80x.

En aras de minimizar el contacto entre el arco y la ranura surgen los sistemas autoligado. Los mismos comienzan a desarrollarse en la década del '30, por Russell. Este autor afirma ser indispensable el uso de aparatos para fijar el arco a la ranura, presentaba un sistema de rosca y tornillo en un bracket de Arco de Canto. Pero no fue hasta 1980, donde la industria permitió su correcta manufactura y se hicieron populares. (Figura 25)



Figura 25. Primer bracket autoligado creado por el Dr. Jacob Stolzberg desarrollado por Russell en la década del '30.

En la actualidad existen tres sistemas diferenciados por los mecanismos de fijación entre la ranura y el arco. Uno tipo caja, otros clips de nitinol y los clips laterales. La realidad es que el sistema de ligado pasivo, por su facilidad de dejar correr el arco por su interior, otorga ventajas en etapas iniciales. También es importante entender que el hecho de no llenar la ranura para no incrementar la fricción, se pierde el control para la corrección de las rotaciones y no logra aprovechar al máximo la prescripción de la ranura. El camino pareciera conducir a los brackets interactivos. Poder tener las propiedades de los brackets de ligado pasivo en las primeras etapas y las de ligado activo en las últimas. (Figura 26) La fijación del arco al bracket se tornó un tema importante con la introducción de los brackets autoligado. En los principios se utilizó el alambre de ligadura con ese propósito. Con el objetivo de mejorar el desempeño y la eficiencia fueron introducidas las ligaduras elastoméricas, las desventajas de éstas, es ofrecer resistencia al movimiento dentario y el acúmulo de placa bacteriana puede causar inflamación de las encías dificultando como consecuencia la movilidad del diente.

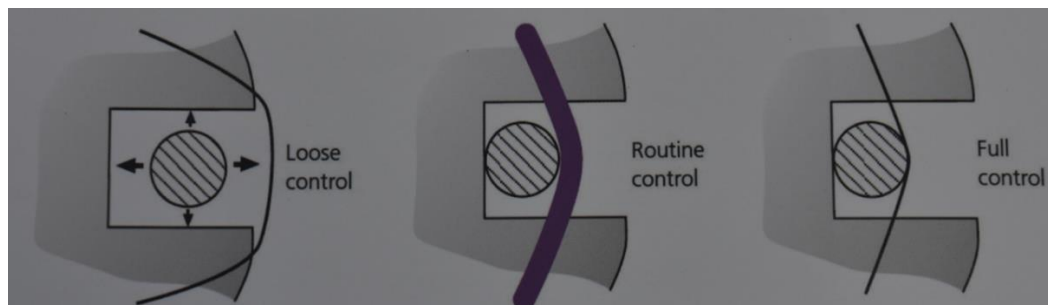


Figura 26. Método de fijación del arco al bracket de aletas dobles, según Bennet y McLaughlin ⁽⁶²⁾

Cuando sea necesario el control total para mejorar la expresión de torque y rotación, las ligaduras metálicas ajustadas y los elastómeros es lo indicado. En las etapas iniciales de nivelación y alineación se busca que la pieza dentaria corra sobre el arco entonces las ligaduras metálicas deben ser suaves y los elastómeros colocados en diagonal. ⁶² (Figura 27)



Figura 27. Presencia de dos métodos distintos de fijación de arco (ligadura elástica en diagonal y convencional)

Estudios mostraron que, en la terapia de ortodoncia de múltiples brackets, la fricción estática aumenta con el número de ligaduras elastoméricas involucradas. A diferencia del comportamiento de fricción de los módulos elastoméricos, el envejecimiento de estas ligaduras no influye en su efecto incremental de las fuerzas de fricción.^{63 64}

2.3 Tolerancia entre el bracket y el arco

La magnitud y la dirección de las fuerzas de ortodoncia afectan la velocidad y los tipos de movimiento de los dientes, a saber, intrusión, extrusión, inclinación o traslación. Además, en el sistema de brackets, un par de fuerzas, que son de la misma magnitud, paralelas, pero en direcciones opuestas, fueron generadas por el contacto de los dos bordes del arco rectangular con la pared gingival y oclusal de la ranura. La interacción entre las fuerzas afecta el resultado del tratamiento de ortodoncia.^{65 66 67}

En la revisión de los informes sobre la mecánica de deslizamiento, el interés se ha centrado en la fricción entre los diferentes sistemas de brackets⁶⁸ y la interacción entre los diferentes arcos y ranuras.^{69 70 71 72 73}

En la mecánica de deslizamiento, el diente se inclinará hasta que el arco haga contacto con el bracket en las esquinas opuestas de la ranura, deteniendo el movimiento de inclinación.^{74 75}

2.3 Torque

El torque de los incisivos maxilares es esencial para lograr una estética y oclusión adecuada, y vital para el posicionamiento y la estabilidad de la raíz,⁷⁶ como el efecto en el perfil blando del paciente. Las diferencias entre las presiones ejercidas por los músculos periorales por fuera y la lengua por dentro, genera fuerzas de carácter centrípetas como centrífugas, según corresponda y la posición del cementado del bracket sobre la corona clínica son determinantes en la posición final de estos.⁷⁷ Podemos decir, que la expresión del torque se ve influenciada por muchos factores.

En los casos donde queremos distalar un canino se generan niveles de fuerza muy elevados produciendo una pérdida de torque. (Figura 28)

No lograr obtener fielmente la expresión de la información contenida en los brackets conllevaría a no lograr la posición ideal de los dientes, como parte fundamental de toda una oclusión con contactos y movimientos que brinden además de la estética una oclusión estable y funcional perdurable en el tiempo.

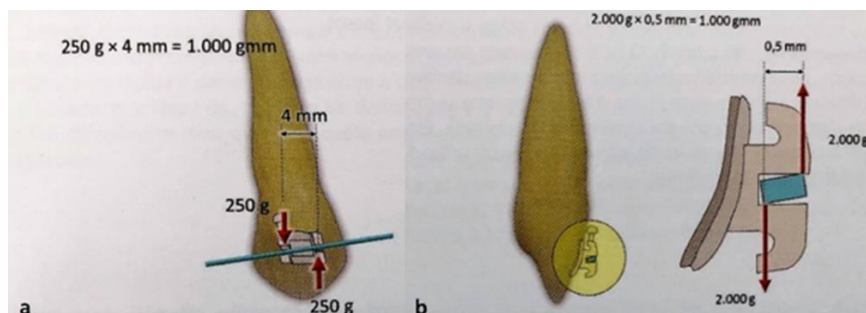


Figura 28. a) los tiempos asociados para evitar la inclinación de un canino pueden resultar en fuerzas de fricción elevadas, b) los momentos de tercer orden (torque) pueden llevar a una fuerza de fricción bastante elevada. Se observa que la misma magnitud de momento (1000 gm) requiere fuerzas normales bastante elevadas para la torsión. ⁽³²⁾

Un trabajo de investigación realizado por Vergara Villareal P. (2016) sobre un estudio experimental in vitro en el que se evaluó la expresión del torque representado por el movimiento bucolingual de nueve juegos de brackets de

autoligado H4 System Ortho Classic® y nueve juegos de brackets Damon Q de Ormco®. Mediante Typodontos eléctricos (Grinendent, Colombia) donde se recrearon modelos de apiñamiento severo, proinclinación y retroinclinación de incisivos del maxilar superior. Todas las simulaciones se realizaron por triplicado para un total de dieciocho modelos analizados. Se evaluó la posición inicial y final de los dientes anterosuperiores mediante el escaner intraoral TRIOS® Pod (3Shape - Dinamarca) También se evaluó el torque representado por el ángulo formado por la base del bracket y el piso de la ranura. Se consideró una significancia estadística con valores de $p < 0,05$.⁷⁸

Se observó que en ambos grupos de brackets el torque suministrado por la casa fabricante difiere del observado. En promedio los brackets Damon Q presentan un torque incrementado de $+1,6^\circ$ mientras que en los brackets H4 el torque observado es $-1,14^\circ$. En cuanto a la expresión del torque representado por el movimiento bucolingual, se observó que los brackets prescritos para las piezas dentarias n° 1.3, 1.2, 2.2 y 2.3 de Damon® expresaron un torque mayor que el esperado en los modelos de apiñamiento severo y retroinclinación. Mientras que los brackets H4 prescritos para las piezas dentarias n° 1.2 y 2.2 expresaron un torque mayor que el esperado en los modelos de apiñamiento severo y proinclinación. Y a su vez los brackets prescritos para las piezas dentarias n° 1.1 y 2.1 expresaron mayor torque en el modelo de retroinclinación. Se llegó a la conclusión que es posible que estas variaciones comprometan el posicionamiento bucolingual de los dientes al finalizar el tratamiento de ortodoncia.⁷⁹

2.5 Dimensiones del bracket y del arco

El tamaño del bracket también debe ser considerado, pues brackets pequeños tienen dificultad en expresar el torque y controlar las rotaciones. Otro punto crítico es el espesor de los brackets, denominado por Andrews⁴ como in - out. Los brackets más precisos en la expresión de torque son aquellos en el que el fondo de la ranura está más próximos a la corona dentaria. Los brackets autoligados por su mecanismo de fabricación tienen mayor espesor.⁸⁰ (Figura 29)

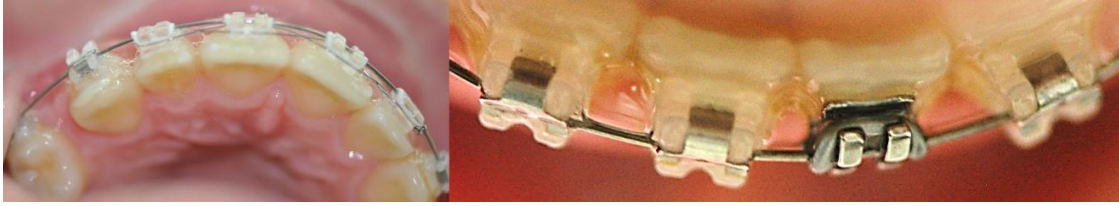


Figura 29. Bracket de mayor espesor, tienen dificultades en la expresión del torque. Los brackets más precisos son los que el fondo de la canaleta está más próximo al diente. De izquierda a derecha brackets de cerámica monocristalinos, brackets cerámicos autoligables, brackets metálicos.

La sección y la geometría de un arco afecta en términos de rigidez, fricción y control presente en el juego de la ranura. Es por ello, que surgen diferentes corrientes de pensamiento. Un ejemplo, es el Dr. Gianelly, quien popularizó su técnica bidimensional en la cual colocaba brackets de ranura de 0.45 milímetros (0.018 pulgadas) en el sector anterior y de 0.55 milímetros (0.022 pulgadas) en los segmentos laterales.

El Dr. Schudy, implementó el uso de un doblez de 90° a un arco de acero de 0.35 x 0.45 milímetros (0.014 x 0.018 pulgadas) que al trabajar en una ranura de 0.45 milímetros (0.018 pulgadas) en el sector anterior mantenía el torque y disminuía la fricción en los laterales. Ya que transformaba el arco en el sector anterior en 0.45 x 0.35 milímetros (0.018 x 0.014 pulgadas).

Con el mismo propósito algunas marcas comerciales ofrecen arcos rectangulares que por distal del canino se tornan redondos. Existen arcos bidimensionales unidos que constan de dos secciones diferentes unidos por un stop crimpable.

En un estudio donde se evaluó la altura de la ranura en brackets ortodónticos prescripción Roth de diferentes marcas comerciales sin uso. El resultado fue que, prácticamente todas las alturas de las ranuras de los brackets medidos eran más pequeñas que las proclamadas por los fabricantes, con una gran variabilidad dentro de la misma marca e indicación, lo que revela una falta de precisión en el proceso de fabricación.⁸¹

Pero tienden a olvidar la importancia que en este aspecto tiene el proceso de fabricación y el control de calidad que cada casa fabricante ofrece. Las casas

comerciales no acostumbran a mostrar en sus fichas técnicas o catálogos los valores de tolerancia permitidos por su control de calidad, ni cómo sus procesos de fabricación afectan la exactitud de los valores de torque.

Otros factores relevantes a la ranura del bracket y arco son las dimensiones y geometría reales de los brackets comparados con los ofrecidos en las especificaciones del fabricante, Thorstenson and Kusy⁸², mostraron la variabilidad de los brackets 0.55 milímetros (0.022 pulgadas) en la dimensión vertical mostrando valores promedio de diferentes brackets así: Activa 0.57 milímetros (0.0228 pulgadas); Damon 0.61 milímetros (0.0243 pulgadas) (Ormco®, Orange), Twinlock 0.56 milímetros (0.0224 pulgadas), In-Ovation 0.58 milímetros (0.0228 pulgadas) (GAC® International), Speed-in 0.54 milímetros (0.0215 pulgadas) (Strite® Industries Limited, Cambridge, Ontario, Canadá) y Time 0.59 milímetros (0.0234 pulgadas).

2.6 Angulación entre bracket-arco

En una ranura (slot) de soporte de acero inoxidable de 0.55 milímetros (0.022 pulgadas), el ángulo de enganche varía de 18° con un arco de acero inoxidable de 0.45 x 0.63 milímetros (0.018 x 0.025 pulgadas) a 6° con un arco de acero inoxidable de 0.53 x 0.63 milímetros (0.021 x 0.025 pulgadas).

El torque clínicamente efectivo se puede lograr en una ranura de bracket de 0.55 milímetros (0.022 pulgadas) con una torsión de arco de alambre de 15° a 31° para los brackets activos de autoligado y de 23° a 35° para los brackets pasivos con un arco de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetros (0.019 x 0.025 pulgadas).⁸³

El ángulo de acoplamiento (concentración de energía) depende de la dimensión del arco y la forma del borde, así como de la dimensión de la ranura del bracket, y es variable y más grande que los valores teóricos publicados.⁸⁴

Algunos autores manifiestan, que la holgura entre el arco rectangular y la ranura se traduce en una deficiencia en la expresión de torque.

Muchas prescripciones de brackets poseen torque extra para el sector anterior, como un intento de favorecer algunas mecánicas de tratamiento.

Los Dres. Villegas Abascal VV y Díaz RR, en el año 2005, realizaron una investigación in vitro con el propósito de conocer qué tan cerca de la prescripción original (Alexander ranura 0.45 milímetros (0.018 pulgadas), Roth 0.45 milímetros (0.018 pulgadas), Roth 0.55 milímetros (0.022 pulgadas) y MBT 0.55 milímetros (0.022 pulgadas)) se encuentra la inclinación labial dental final en los modelos de estudio de los pacientes tratados ortodóncicamente con y sin extracciones, en la DEPeI (Laboratorio de Inmunología, Facultad de Odontología, Universidad Nacional Autónoma de México) que fueron dados de alta en el periodo 2000-2002. Se utilizaron ochenta modelos de estudio y sus dientes se midieron mediante el método elaborado por Andrews para determinar la inclinación de la superficie labial final. De esta forma, los resultados nos indicaron que las inclinaciones de los casos tratados con la prescripción MBT con y sin extracciones fueron los que presentaron mayores diferencias con respecto a las inclinaciones establecidas en la prescripción original.

Sin embargo, en el resto de los casos presentaron al menos tres valores con gran significancia ($p \leq .05$) con respecto a cada una de las inclinaciones ya establecidas en las diferentes prescripciones, siendo las inclinaciones de la prescripción de Roth y Alexander las que presentaron mayor número de inclinaciones cercanas a las originales, específicamente en los casos de extracciones. Debido a que las causas de estos resultados se deben a diversas variables, los autores proponen que en un futuro se puedan elaborar los brackets conforme a las características individuales de cada paciente.⁸⁵

DISEÑO METODOLÓGICO

Tipo de estudio.

Metodología cuantitativa - cualitativa. No experimental. In vitro.

Según el análisis y alcance de los resultados el estudio fue descriptivo.

Según el tiempo: prospectivo, transversal.

Unidad ejecutora: Universidad Nacional de La Plata. Facultad de Odontología.
Carrera de Especialización en Ortodoncia.

Tamaño de la población: Finito.

Medición de la variable: numérica, discreta, de razón o cociente.

Universo y Muestra.

a) Brackets cerámicos de alúmina monocristalinas.

b) Arco rectangular de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetros (0.019 × 0.025 pulgadas).

Población.

a) Brackets cerámicos de alúmina monocristalinos de la empresa American Orthodontics (AO), Radiance Plus, con ranura de 0.55 milímetros (0.022 pulgadas) colocados en el maxilar superior de canino a canino.

b) Arcos rectangulares de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetros (0.019 × 0.025 pulgadas) de American Orthodontics utilizados en los pacientes.

Tipo de muestreo: Finito.

Método de muestreo: probabilístico, aleatorio simple.

Tamaño de muestra:

a) $n = 6$ cada uno de los pacientes, brackets de las piezas nº 1.3, 1.2, 1.1, 2.1, 2.2, 2.3.

- b) $n = 30$ arcos rectangulares de acero inoxidable de 0.48×0.63 milímetros (0.019×0.025 pulgadas).

Tamaño total de casos:

- a) $n=30$ pacientes.
- b) $n=30$ pacientes

Tamaño total de muestra:

- a) $n=180$
- b) $n=30$

Descripción de las unidades de muestra.

Brackets cerámicos de alúmina monocristalino de la marca American Orthodontics con ranura de 0.55 milímetros (0.022 pulgadas) usados luego de realizar la mecánica de tratamiento MBT como se describe en el marco teórico. Arco rectangular de acero inoxidable de (0.48×0.63 milímetros) 0.019×0.025 pulgadas de la marca American Orthodontics luego de estar treinta días de tratamiento.

Método e instrumento de recolección de datos:

Medición biofisiológica (In Vitro). Sistemática, estructurada y controlada.

La participación de los pacientes fue anónima y voluntaria.

Instrumento de medición utilizado: Técnicas de caracterización: microscopía electrónica de barrido y microanálisis dispersivo en energías, microscopía óptica, AFM, lupa. Pertenecientes a la Universidad Nacional de La Plata. Facultad de Ingeniería. Departamento de Materiales. Laboratorio de Investigaciones de Metalurgia Física "Ing. Gregorio Cusminsky" (LIMF)

El microscopio electrónico de barrido (SEM, Scanning Electron Microscope) es uno de los instrumentos más versátiles para el examen y análisis de características microestructurales de objetos sólidos. Una de las razones para ello es su alta resolución (de 20 a 50 Å) y otra característica importante es la

aparición tridimensional de las imágenes, producto de su gran profundidad de foco (aproximadamente entre cien y mil veces mayor que la de un microscopio óptico a la misma magnificación). En general los SEM cuentan con capacidad analítica mediante el agregado de un detector de rayos X dispersivo en energías (EDS, Energy Dispersive Spectrometer), que permite obtener información composicional semi cuantitativa de manera rápida y eficiente. Los microscopios electrónicos de barrido (SEM), trabajan a un vacío aproximado de 10^{-6} torr, las muestras conductoras pueden ser examinadas sin ningún tipo de cubierta.

El método para el análisis de la morfología de la superficie de materiales de ortodoncia fue microscopía electrónica de barrido con un sistema analítico de rayos X de dispersión de energía SEM-EDX, permitieron evaluaciones cualitativas y cuantitativas de elementos particulares en las aleaciones, y los resultados fueron proporcionales a las fracciones en peso de estos elementos en la aleación.

Las muestras se procesaron limpias, con solvente orgánico (alcohol absoluto) y también en lavadora ultrasónica. Los porta muestras son cilindros de un centímetro de diámetro de Al o Cu-Zn. Las muestras se pegaron con cinta doble faz de grafito.

El Microscopio cuenta con tres modalidades de vacío, para nuestro estudio se utilizará bajo vacío. En esta modalidad se observan muestras no conductoras sin necesidad de ser metalizadas.

Microanálisis

La espectroscopía dispersiva en energías es una técnica que permite realizar análisis composicional en forma rápida y simultánea a la observación con el SEM. Unidad de patrón o medida: μm . Por esta forma de medición se obtuvieron los resultados de los brackets y de los arcos.

Microscopio óptico

Lupa estereoscópica marca Leica DMC 2900

Procedimiento para la recolección de la información:

Tiempo estimado para la recolección de la información: cuatro años.

Recursos materiales: ver material y método

Plan de Tabulación y análisis de los resultados:

Tipo de análisis: Cuantitativo- Cualitativo

Materiales de uso general

- Guantes de látex/nitrilos descartables.
- Materiales descartables de acuerdo con normas establecidas por el comité de Bioseguridad de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de La Plata.
- Artículos de librería: Hojas A4, lapiceras, lápiz automático, goma de borrar, abrochadora, perforadoras de hojas, carpeta de oficio, folios, etiquetas, microfibras.
- Cámara fotográfica digital tipo Reflex marca Nikon, modelo D90. Micro Nikon 105mm 1:2.8G ED. Flash circular Wireless remote speedlight SB-R200. Tarjeta de memoria, batería. Cables de alimentación, cables de transferencia de datos. Programa Nikon Transfer para transferencia de imágenes. Computadora LG modelo LG234V36. Windows 10 paquete de programas Office 365. Impresora Hewlett-Packard HP LaserJet CP 1025nw.

Materiales de uso específico.

- Porta objetos para arcos.
- Capsulas de acrílico en las que se sumergió el arco en diferentes cortes para su correcta visualización.
- Turbina y fresas.
- Compas de puntas secas.
- Microscopio óptico.
- Lupa (Leica DMC 2900).
- Microscopio Electrónico de Barrido, Espectroscopía Dispersiva en Energías (FEI Quanta 200 del LIMF).
- Regla milimetrada.

- Vaso Dappen siliconado.
- Brackets cerámicos monocristalinos de la marca American Orthodontics usados de las piezas dentarias N° 1.3, 1.2, 1.1, 2.1, 2.2, 2.3. Tamaño de ranura 0.55 milímetros (0.22 pulgadas).
- Arcos de acero inoxidable de 0.48 x 0.55 milímetros (0.019 × 0.025 pulgadas) de la marca American Orthodontics.
- Avío polvo- líquido de acrílico de autocurado.
- Espátula para acrílico.
- Vaselina sólida.
- Alicata de corte distal.
- Pinza de algodón.
- Pinza porta brackets.
- Plastilina.
- Estilógrafo Rotring Tikky Graphic Graduada Sistema Free Ink, colores rojo y negro.

Materiales para limpieza y acondicionamiento del bracket y arco.

Acondicionamiento de los brackets usados: fueron sumergidos en alcohol absoluto 96 % vol. durante treinta minutos, luego secados con aire, con cepillo de dientes de cerdas suaves bajo agua corriente en una cápsula de Petri se cepillaron las ranuras de los brackets, luego se secaron con papel tisú.

Acondicionamiento de los arcos: con hisopos y vinagre de manzana, este ácido produce sales solubles a partir de restos de carbonatos de calcio, de ahí su capacidad de desincrustación. Se paso suavemente por todas las caras del arco, menos en la zona donde se encontraban las marcas con fibra.

Procedimientos

Selección del paciente:

Se eligieron treinta pacientes que concurrieron a la Asignatura Mecánica de Tratamiento de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de La Plata. Los mismos debían presentar todas las piezas dentarias, haber terminado con la etapa de crecimiento y desarrollo y con apiñamiento inferior a 5 mm, según

análisis de modelos de Nance (espacio presente - espacio requerido)⁸⁶. Que tuviesen montados brackets cerámicos de alúmina monocristalinas de canino a canino superior con ranura de 0.55 milímetros (0.022 pulgadas) luego de haber concluido con la mecánica de tratamiento MBT, duración aproximada dos años.

Los arcos de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetro (0.019 x 0.022 pulgadas) fabricados con la aleación de acero inoxidable austenítico AISI 304, ligados con elastómeros de la misma marca comercial, tuvieron un tiempo mínimo de permanencia en boca treinta días. (Figura 30)



Figura 30. Paciente masculino donde se observan brackets cerámicos de alúmina monocristalina con una ranura de 0.022 pulgadas, y un arco de nitinol de 0.012 pulgadas.

Retiro de las gomas, arco y brackets. Asignación de grupos. Conservación y traslado.

Los elastómeros fueron retirados de los brackets con explorador de punta fina. Antes del recogimiento el arco se marcó el centro del bracket con estilógrafo Rotring Tikky Graphic Graduada Sistema Free Ink, colores rojo y negro. Luego el arco fue guardado en la caja rígida rotulada con la letra A (arco) seguido por el número correspondiente al orden (A1, A2, A3...A30) del paciente. (Figura 31)



Figura 31. Retiro del arco de la boca y su almacenamiento en cajas de cartón de manera individual con identificación en la tapa.

Los brackets fueron retirados de la pieza dentaria con la pinza saca brackets. La base de los soportes de cerámica es frágil y más propensa a daños en comparación con los soportes de metal⁸⁷. Por lo cual se recomienda, eliminar cualquier exceso de material de adhesión alrededor del bracket con una fresa multifilo a alta velocidad. (Figura 32)

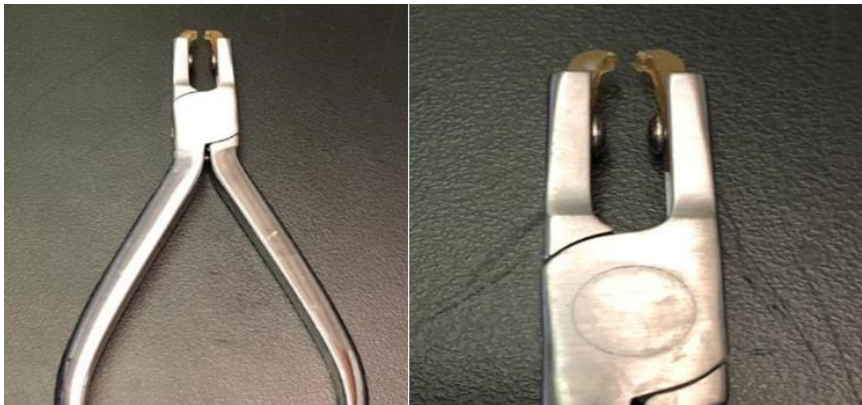


Figura 32. Pinza saca brackets estéticos, con puntas de teflón para evitar la rotura del bracket marca American Orthodontics . Se utiliza realizando movimientos ocluso-gingival.

Luego, haciendo movimientos oclusos – gingival con la pinza saca brackets se procede al descementado. Se recomienda sostener con la yema de los dedos las piezas dentarias para disipar las tensiones producidas en las mismas, disminuyendo el malestar al paciente. Acto seguido son colocados en recipiente pastillero organizador semanal, identificando las piezas dentarias 1.3, 1.2, 1.1, 2.1, 2.2, 2.3 y rotulando con la letra B (brackets) seguido por el número correspondiente al orden (B1, B2, B3...B30) del paciente. (Figura 33)



Figura 33. Almacenamiento de los brackets en pastillero identificando cada casillero según ubicación en la arcada.

Acondicionamiento de los brackets y arco:

- 1) Brackets secos (sin saliva) e higienizados con alcohol (no se utilizará ningún agente químico o físico para no alterar el tratamiento superficial que recibe el bracket por parte del fabricante) luego fueron cepillados bajo agua corriente para remover los restos orgánicos.^{15 45 49}
- 2) Arcos de acero inoxidable después de treinta días de uso, higienizados con hisopos y vinagre de manzana.^{44 45 56 57 58 88} (Figura 34)

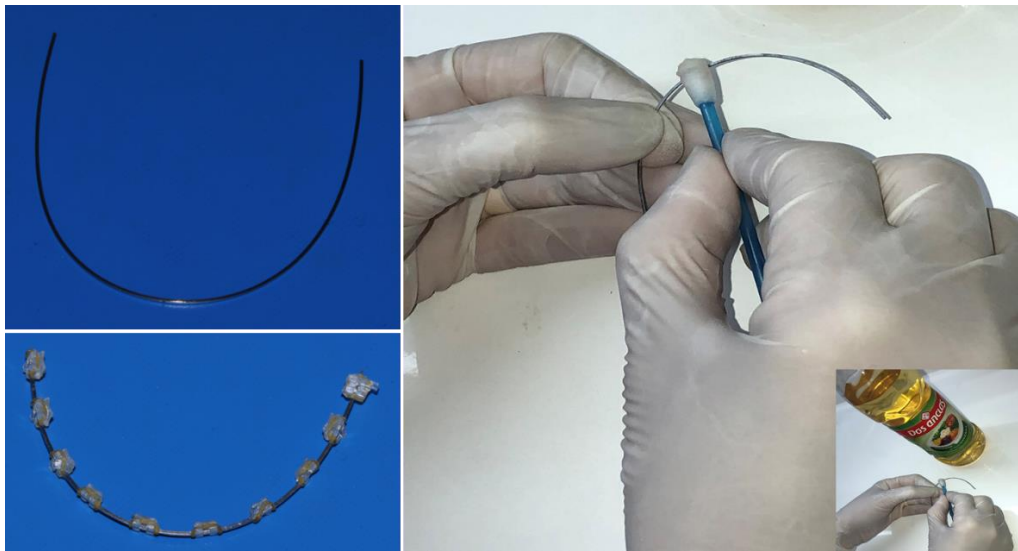


Figura 34. Descontaminación de la superficie del arco con hisopo y vinagre de manzana. Sin borrar las marcas que se le hicieron con fibra indeleble.

Puesta a punto de método de medición. Calibración de la técnica.

A partir de las metodologías encontradas en la bibliografía se procedió a la preparación de las muestras de brackets cerámicos de alúmina monocristalina perteneciente a las piezas dentarias nº 1.3, 1.2, 1.1, 2.1, 2.2 y 2.3. con ranura de 0.55 milímetros (0.022 pulgadas). Y a su vez se prepararon arcos de alambre de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetros (0.019 × 0.025 pulgadas).

Cada bracket fue acondicionado de modo individual, con turbina y piedra troncocónica de grano fino, a fin de eliminar los restos de cemento que pudieran haber quedado luego de su retiro de la pieza dentaria⁸⁹. Se procedió de la siguiente manera a fin de no interferir con la estructura del bracket.⁹⁰ Se decidió realizar una observación al microscopio electrónico de barrido de todos los

brackets sin uso para determinar si cumplían con las especificaciones dadas por la empresa ⁹¹, del mismo modo se analizó el arco de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetros (0.019 × 0.025 pulgadas)⁹². (Figura 35)



Figura 35. Manipulación de los brackets. Bracket colocado en el porta muestras.

En el laboratorio las muestras fueron manipuladas con guantes de látex/nitrilo y pinzas porta brackets para evitar dejar huellas sobre las mismas y perjudicar el análisis mediante EDS. Una vez preparadas en forma individual las muestras se colocaron en porta muestras que son cilindros de 1cm de diámetro de Al o Cu-Zn y fueron pegadas con cinta doble faz de grafito. En el porta muestras del equipo se pueden colocar siete muestras simultáneamente para ser observadas. Se colocaron de modo lateral para poder observar la ranura de los brackets. (Figura 36)



Figura 36. Laboratorio de Microscopía Electrónica de Barrido del LIMF. Microscopio electrónico de barrido ambiental ESEM (Environmental Scanning Electron Microscopy). Modelo: FEI ESEM Quanta 200. La capacidad analítica el equipo consta de un analizador dispersivo en energías EDS (Energy Dispersive Spectrometer). Servicio de microscopía electrónica de barrido y microanálisis LIMF. Departamento de Materiales de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de La Plata.

Posteriormente a la caracterización microestructural, los datos obtenidos de cada medición fueron volcados en una planilla de tabulación sistemática para ser analizados. Se sometieron los brackets nuevos y usados a una espectrometría para poder determinar la composición química de los brackets cerámicos⁹³.

Al insertarse el arco en la ranura del bracket se produce un deslizamiento del alambre sobre el bracket lo cual genera fricción. Esa ranura posee una prescripción lo que implica la información contenida en cada bracket para expresar el movimiento dentario en los tres sentidos del espacio, siendo de primer orden o in – out, de segundo orden o angulación y de tercer orden o torque. De esta manera, cada técnica tiene su propia prescripción. Para que esta información se exprese y se transmita a la pieza dentaria, el arco debe asentar en la base de la ranura del bracket para lograr la total expresión de la prescripción y conseguir el movimiento dentario deseado.

Al observar el bracket al microscopio electrónico de barrido (Figura 37) se determinó que es diferente al esquema que se encuentra en la bibliografía por lo cual se procedió a caracterizar todos los brackets de cada pieza dentaria tanto del maxilar superior como del maxilar inferior. Comparando un bracket sin uso y otro usado.

Medición propiamente dicha.

Modelo maestro/patrón.

Para poder definir el método de medición, se realizaron varios intentos ya que los brackets nuevos (sin uso) presentaban deformaciones en diferentes lugares del interior de la ranura, por lo cual llevo varias sesiones al microscopio hasta que se logró determinar el método y que pueda ser reproducible en el resto de las muestras. Para lo cual, se midió la profundidad del borde de la ranura, desde el borde externo hasta la pared interna de la ranura, se eligió el borde más corto y se dividió por tres, trazando las líneas de modo equidistante.

La medida considerada interna corresponde a la medida lineal próxima al fondo de la pared de la ranura mientras que la externa a la más superficial del borde de las aletas del bracket. (Figura 37). Cada bracket con y sin uso clínico, fue

observado detenidamente al microscopio electrónico de barrido y sometido a una exhaustiva medición de la ranura tomando en cuenta los parámetros de medida en forma sistemática y establecida para el presente trabajo. La medición la realizó un observador entrenado, que desconocía la marca comercial evaluada, con la guía de la tesista.

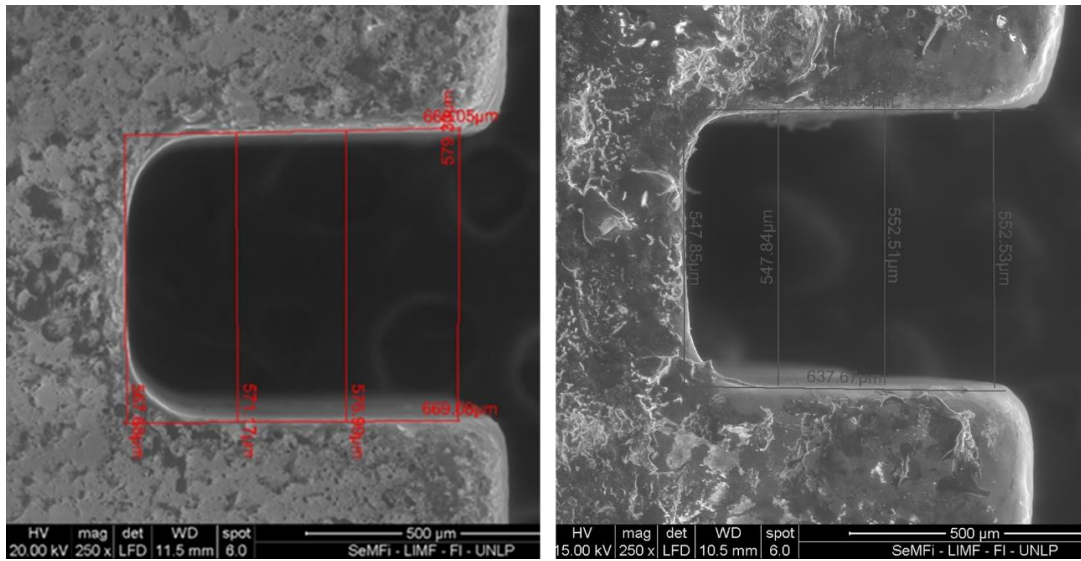


Figura 37. Fotografías al microscopio electrónico de barrido de la vista sagital de las ranuras de los brackets de la pieza dentaria nº 1.2 sin uso y con uso clínico con las medidas lineales trazadas. Se observó la integridad de la superficie y se trazaron tres mediciones interna, media y externa.

Se tomó un rango de tolerancia aceptable del 5 al 10 % según lo establecido por Kiourtsis DJ, 5 para torque $\pm 0.5^{94}$ La muestra fue computada probabilísticamente, calculando diferencia de medias, con un poder del 80 % y un nivel de confianza del 95%, tomando los datos de un estudio previo realizado por García MA, Moreno NP, Pardo MA, Mora I, Bautista G, en el año 2007.⁴¹

Arcos:

Para poder determinar la forma de medición del arco se decidió como primera medida evaluar los arcos nuevos para poder determinar si las características que el fabricante detalla coincidían con lo que se iba a observar y poder comparar

luego con los arcos usados y de este modo determinar la forma de medición. Fueron cortados con alicate de corte distal, por distal de la ubicación del bracket del canino, dejando la zona a investigar. El instrumento de observación fue el Microscopio Electrónico de Barrido (MEB), siendo el primer hallazgo que los bordes de los arcos eran de manera redondeada y no en ángulo recto. Sobre el mismo, se realizó un espectrograma, corroborando la composición química. Posteriormente se realizaron tres espectrogramas con arcos usados, los cuales mantenían los criterios de inclusión anteriormente explicados, para determinar la presencia de material inorgánico/orgánico y que porcentaje de cada uno se podría encontrar ⁹⁵. La medición la realizó un observador entrenado, que desconocía la marca comercial evaluada, con la guía del tesista. (Figura 38)

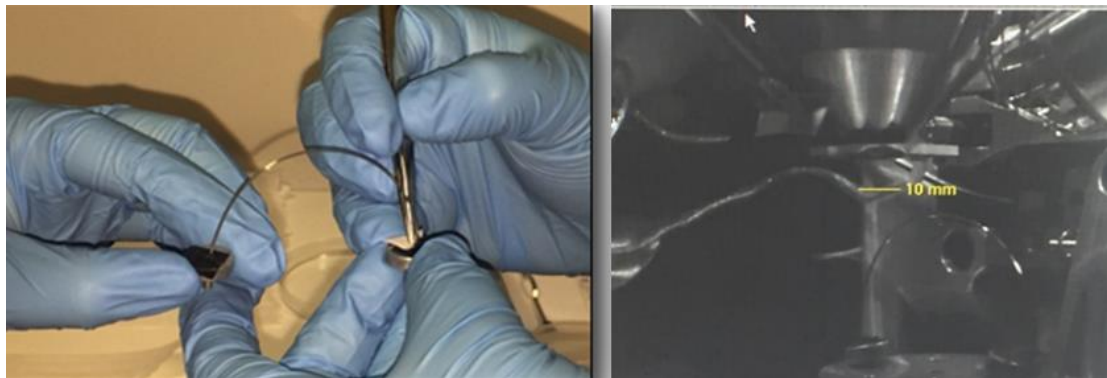


Figura 38 Preparación de la muestra para ser observado dentro del microscopio electrónico de barrido.

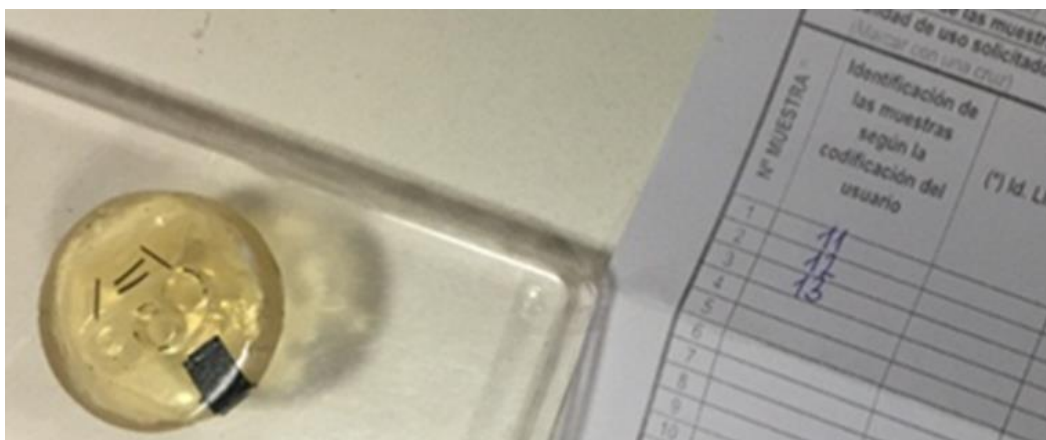


Figura 39. Cápsula de acrílico con su respectiva solicitud.

Para realizar la medición de los arcos se incluyeron en resina acrílica muestras de estos, en sus diferentes vistas, que fueron observadas y medidas mediante microscopia óptica. (Figura 39)

Los arcos nuevos coincidieron con las especificaciones brindadas por el fabricante en cuanto tamaño, salvando que a diferencia de ello las aristas son redondeadas, en contraposición a lo indicado en la bibliografía.

Los arcos usados fueron observados bajo una lupa para poder caracterizarlos y construir el modelo de medición. Se encontraron diferentes marcas en los arcos que no coincidían con los puntos X Y preconizados por los autores esto conllevó a tener que reajustar el método de medición y observación varias veces hasta poder determinar el modelo patrón. Con la lupa se recorrió el arco por todas sus caras observando la existencia de zonas de desgaste, con una magnificación de 1.6x (Figura 40).



Figura 40. Lupa Leica DMC 2900, donde se puede ver el modo en que se realizó.

Se observaron diferentes zonas de desgastes en diferentes sectores del arco y en sus diferentes caras. Por lo cual se decidió, que antes del retiro del arco de la boca del paciente, estando ligados con elastómeros individuales, marcar con un estilógrafo Rotring de diferentes colores⁶⁴ el centro del bracket (los caninos color rojo, los incisivos laterales color verde, incisivos centrales rojo). Luego, se colocó una tira adhesiva identificando el lado derecho del arco y el arco utilizado con la letra A seguido por el número de arco (A1, A2, ...A30). Línea media del arco, está marcada en el arco por el laboratorio.

Una vez realizados los procedimientos anteriores fueron estirados para poder observar las diferentes caras, ya que la curva que poseen los mismos impedía la correcta visualización de la cara interna (la que se encuentra en contacto con la ranura del bracket) con el microscopio óptico. (Figura 41)

Al microscopio óptico a una resolución de 25x de aumento, se midió la distancia desde la línea media de referencia del centro del bracket hacia cada uno de los extremos que debería ocupar el ancho de cada bracket. Para saber si el desgaste que se observa coincide con la ubicación supuesta del elastómero o si los desgastes corresponden al roce entre el arco y la ranura del bracket o si el desgaste del arco es consecuencia de las fuerzas masticatorias y el tipo de alimentación. (Figura 42)

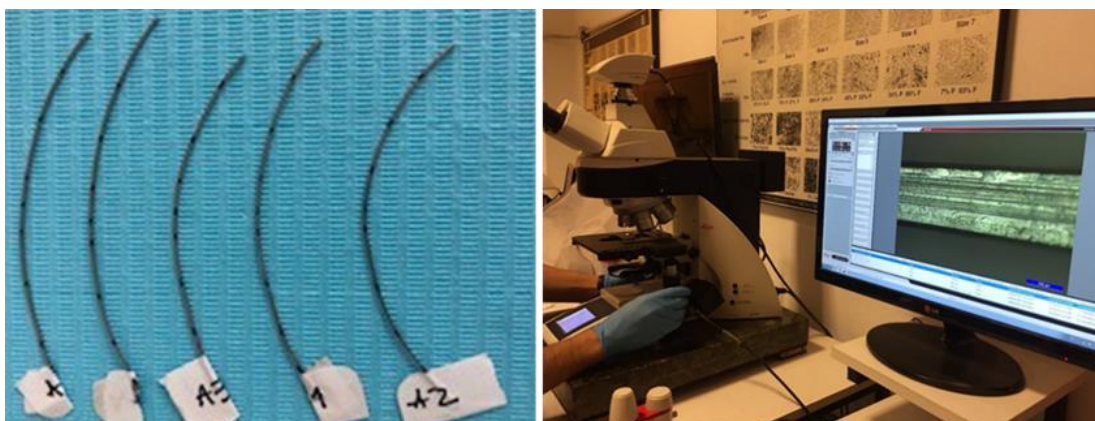


Figura 41. Arcos estirados. Observación al microscopio óptico.

Las guías de referencia para calcular la ubicación de cada bracket respecto a la pieza dentaria presentan aproximadamente:

- Incisivos centrales: PD 1.1 y 2.1: 3 milímetros de ancho del bracket.
- Incisivos laterales: PD 1.2 y 2.2: 2 milímetros de ancho de bracket.
- Caninos: PD 1.3 y 2.3: 3 milímetros de ancho de bracket.

Modelo patrón

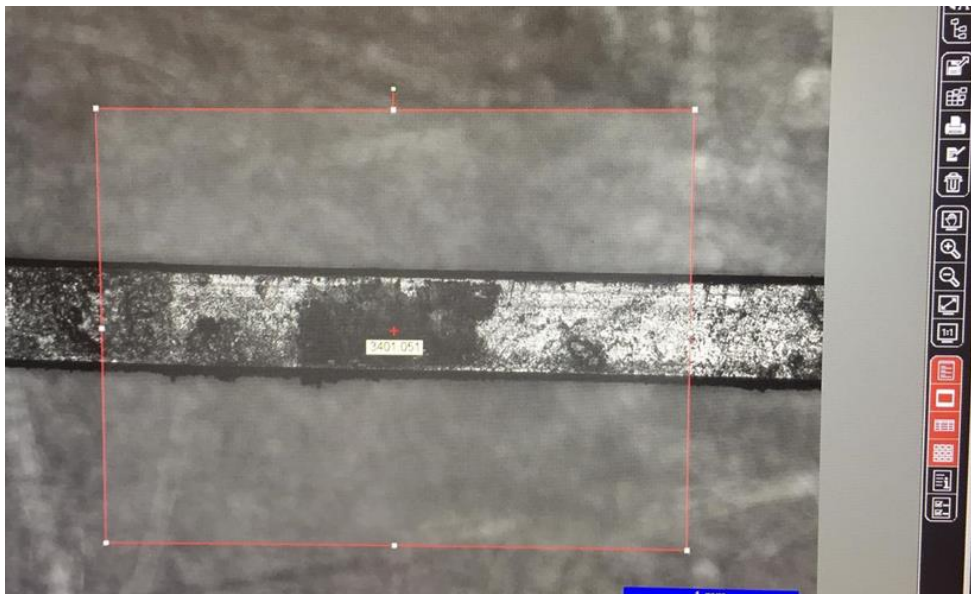


Figura 42. Observación al microscopio óptico. Se observa la marca con fibra indeleble del centro del bracket.

La medición se realizó bajo condiciones controladas ya que el software esta testeado y certificado de origen.

Se obtuvieron las medidas en el software y fueron documentadas en la ficha de recolección de las muestras.

Todas las mediciones de la investigación se realizaron por el mismo operador y con el mismo equipo. Se llevaron los resultados al análisis estadístico.

Para el análisis de los datos se utilizaron el programa Excel para Windows 10 y el paquete estadísticos R versión 3.5.1.

Los datos numéricos en la medición de la ranura fueron volcados en una tabla tipo Excel para su comparación mediante prueba estadística implementando la prueba de normalidad de Shapiro - Wilk para medidas no paramétricas.

Para cada elemento químico se analizó su normalidad mediante pruebas de Shapiro-Wilk.

Aquellos datos que resultaron con distribución normal se informaron como media \pm desvío, mientras que los datos no paramétricos se informaron como mediana (IQR: rango intercuartílico).

Las variables cualitativas se las informó con frecuencia (%).

El análisis de los arcos será de tipo cualitativo expresado en porcentaje, se confeccionará una tabla de doble entrada.²⁰

RESULTADOS

Presentación de datos relevamiento empírico.

Ejemplos de la recolección de los datos adquiridos de la muestra. Tabla de Excel. (Tabla 2-3)

Tabla 2. Presentación de los datos recogidos de los brackets cerámicos de alúmina monocristalina.

Caso N° 1	Ubicación	Mediciones		
		Línea interna	Línea Media	Línea Externa
	Incisivo central 11	549,78	555,62	567,35
	Incisivo central 21	553,53	567,89	579,94
	Incisivo lateral 12	547,85	639,93	782,48
	Incisivo lateral 22	548,46	616,04	558,04
	Canino 13	566,50	572,32	581,65
	Canino 23	544,93	550,78	558,04
Caso N° 2	Ubicación	Mediciones		
		Línea interna	Línea Media	Línea Externa
	Incisivo central 11	581,65	553,67	556
	Incisivo central 21	559,5	595,63	575,83
	Incisivo lateral 12	558,35	565,83	565,33
	Incisivo lateral 22	553,69	558,33	563
	Canino 13	---	---	---
	Canino 23	547,84	552,53	552,53
Caso N° 3	Ubicación	Mediciones		
		Línea interna	Línea Media	Línea Externa
	Incisivo central 11	544,56	546,89	571,59
	Incisivo central 21	522,25	539,69	539,73
	Incisivo lateral 12	556	571,16	564,22
	Incisivo lateral 22	560,79	571,36	576
	Canino 13	529,2	528,03	543,19
	Canino 23	591	595,65	610,86
Caso N° 4	Ubicación	Mediciones		
		Línea interna	Línea Media	Línea Externa
	Incisivo central 11	557,17	560,7	557,21
	Incisivo central 21	544,36	551,34	566,5
	Incisivo lateral 12	557,23	559,52	560,71
	Incisivo lateral 22	563,9	568,88	580,54
	Canino 13	552,51	547,85	553,68
	Canino 23	549	564,16	568,87

Para poder observar al microscopio electrónico se puede incorporar seis muestras por vez por el tamaño de la platina, a eso se lo denomino caso n° en coincidencia con la cantidad de brackets del mismo paciente, correspondiente a las piezas dentarias n° 1.3, 1.2, 1.1, 2.1, 2.2, 2.3.

Medida la ranura del bracket en su posición externa, media e interna según modelo patrón. Unidad de medida micrón.

Tabla 3. Presentación de los datos recogidos de los arcos rectangulares de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetros (0.019 x 0.025 pulgadas).

A	U	Mediciones															
		Cara externa		Cara interna		Cara superior		Cara inferior		Arista Sup Int		Arista Sup Ext		Arista Inf Int		Arista Inf Ext	
		M	D	M	D	M	D	M	D	M	D	M	D	M	D	M	D
1	13	1	1	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0
	12	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0
	11	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	1	0	0
	21	1	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0
	22	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
	23	1	1	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0
O																	
A	U	Mediciones															
		Cara externa		Cara interna		Cara superior		Cara inferior		Arista Sup Int		Arista Sup Ext		Arista Inf Int		Arista Inf Ext	
		M	D	M	D	M	D	M	D	M	D	M	D	M	D	M	D
2	13	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0
	12	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	0	0	0
	11	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0
	21	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	22	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	0	0	0
	23	0	0	1	1	0	0	0	0	1	1	0	0	0	1	0	0
O																	

Los arcos fueron observados al microscopio óptico para poder realizar la toma de los datos. Se consideró con la letra A para indicar cada arco seguido del n° correspondiente. Se evaluaron las caras y aristas superiores, inferiores, externas e internas. Identificando según la ubicación cercano a la línea media del arco con las letras M: mesial, D: distal.

Análisis estadístico y/o interpretativo de los datos

Resultados para el objetivo:

Determinar si el tamaño de la ranura del bracket sin uso guarda relación con las especificaciones del fabricante.

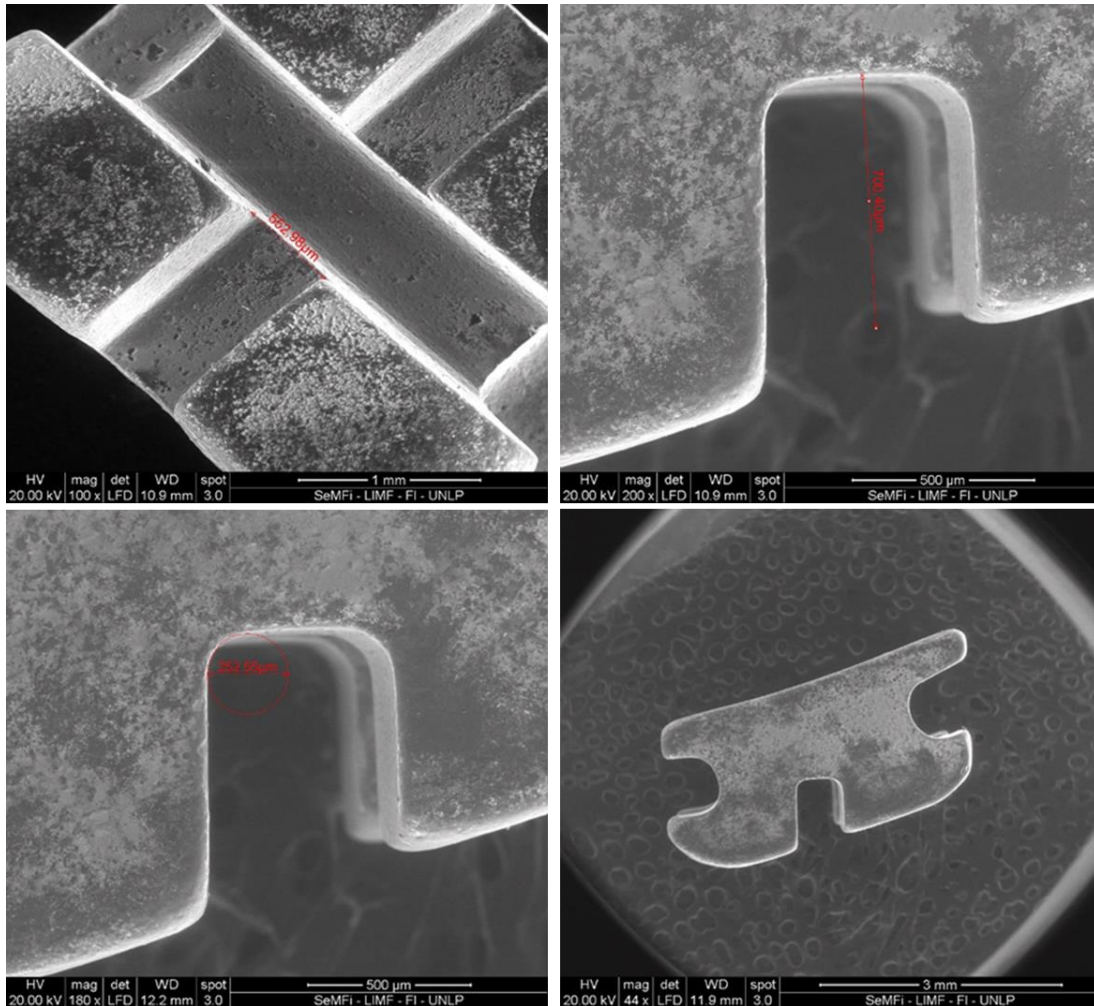


Figura 43. Imágenes al Microscopio Electrónico de Barrido a diferentes aumentos para observar la ranura de un bracket sin uso.

Al observar un bracket nuevo al microscopio electrónico de barrido pudimos observar rápidamente que la base de la ranura es curva y no plana como se describe en la bibliografía. Al medir diferentes brackets, pudimos corroborar que la altura como la profundidad de la ranura variaba en µm, pero cuando hacíamos la conversión a pulgadas se ajustaba a la norma. Esto conlleva a tener que idear un modelo patrón reproducible para poder realizar la investigación. (Figura 43)

Resultado para este objetivo:

Observar mediante microscopia electrónica de barrido la superficie interna de la ranura del bracket para determinar la presencia de líneas de propagación, poros, interferencias que puedan comprometer la vida útil del bracket.

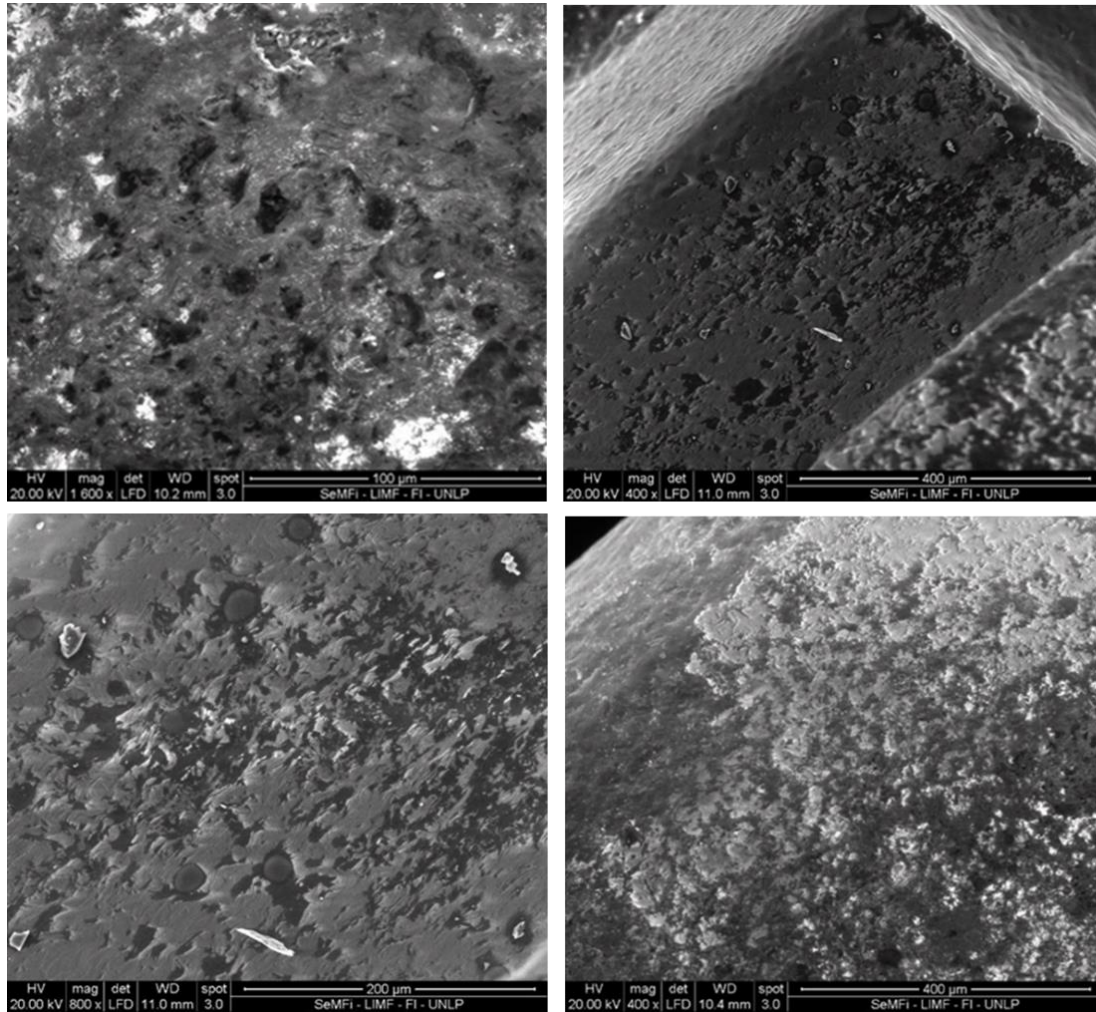


Figura 44. Micrografías de las superficies de las ranuras de los brackets cerámicos de alúmina monocristalinos a diferentes aumentos.

Al microscopio electrónico de barrido los brackets muestran una superficie irregular (Figura 44) debido a su forma de fabricación, como ser poros de diferentes tamaños, oquedades. Se analizaron distintos sectores del bracket, como ser aletas, ranura, base. Y correspondientes a diferentes piezas dentarias a su vez.

Resultados para el objetivo: *Comparar la altura de la ranura de los brackets nuevos y usados.*

El tamaño muestral se calculó para detectar una diferencia de 18 μm en la medida interna entre los brackets con y sin uso, con una confianza del 95% y una potencia del 80%. El número mínimo final resultó en 52 brackets (26 con uso y 26 sin uso), suponiendo un desvío de 23, según trabajo de investigación Perdomo Sturniolo IL, Ruiz V. Estudio en el microscopio electrónico de barrido de los brackets de zafiro. Rev. Ortodoncia.2018;82(163):10-6.

Test de normalidad de Shapiro-Wilk, todas las medidas resultaron no normales, por lo que los test utilizados son no paramétricos y las medidas se informan como mediana (IQR: rango intercuartílico).

Tabla 4. Mediciones lineales de la altura de la ranura en su parte interna, media y externa. Valores expresados en μm .

ALTURA DE LA RANURA			
mediana (IQR)			p-valor
MEDICIONES	Sin uso	Con uso	
EXTERNA	582.9 (574.6;585.1)	566.9 (558.0; 580.1)	0.0032
MEDIA	573.5 (571.6;578.1)	562.4 (551.4; 578.8)	0.0153
INTERNA	570.0 (564.8;577.0)	554.8 (547.8; 564.0)	0.0004

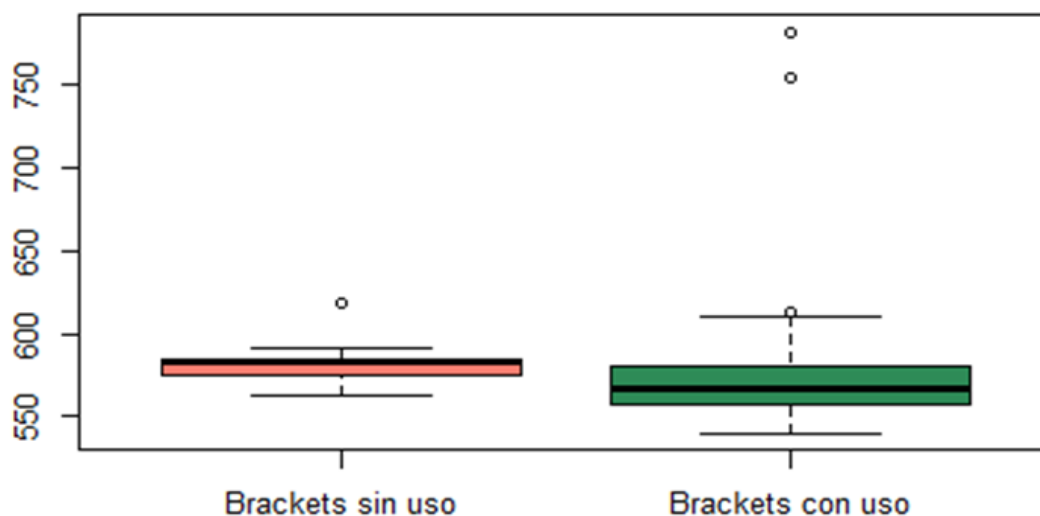


Figura 45. Análisis de la medición lineal de la distancia externa de la ranura.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.003$) en la distancia externa entre los brackets sin uso y con uso, siendo menor en los brackets con uso. (Tabla 4), (Figura 45).

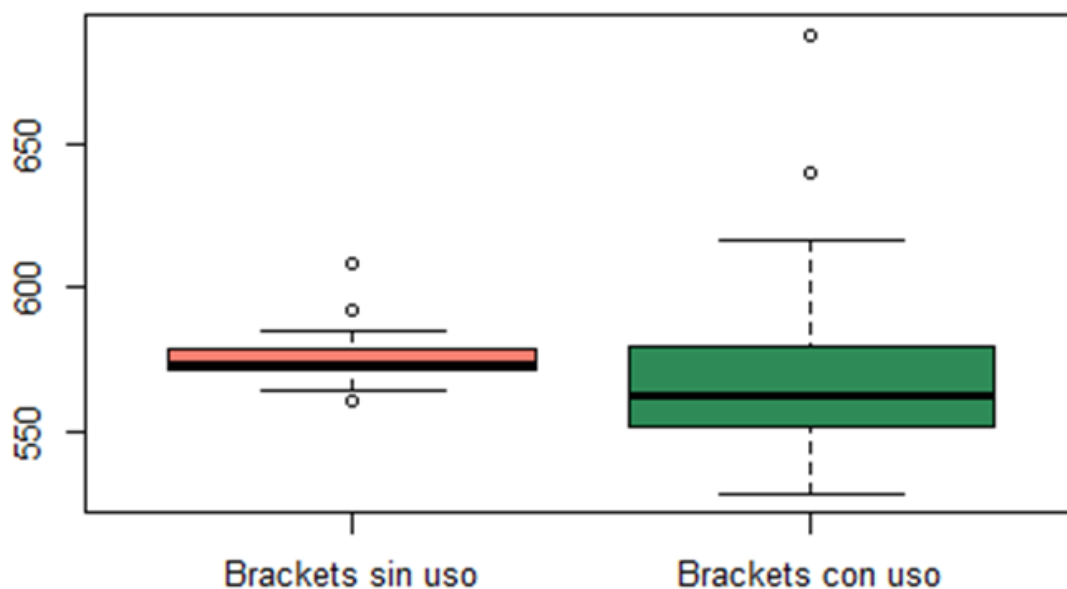


Figura 46. Distancia media de la ranura. En los brackets usados se puede observar que la medida ha disminuido.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.015$) en la distancia media entre los brackets sin uso y con uso (resultando menor en los brackets usados). (Figura 46)

Se encontró diferencia estadísticamente significativa ($p=0.0004$) en la distancia interna entre los brackets sin uso y con uso (resultó menor en los brackets sin uso que en los con uso).

Tabla 5. Mediciones lineales de la ranura de los brackets correspondiente a las piezas dentarias 1.2, 1.1, 2.1 y 2.2.

DISTANCIA SUPERIOR E INFERIOR DE RANURA			
SECTOR ANTERIOR	mediana (IQR)		p-valor
	Sin uso	Con uso	
EXTERNA	584.0 (578.8; 588.1)	567.4 (560.1; 580.2)	0.0156
MEDIA	573.5 (572.5; 583.4)	568.3 (557.2; 581.7)	0.0715
INTERNA	570.0 (565.1; 581.1)	557.2 (548.2; 565.9)	0.0054

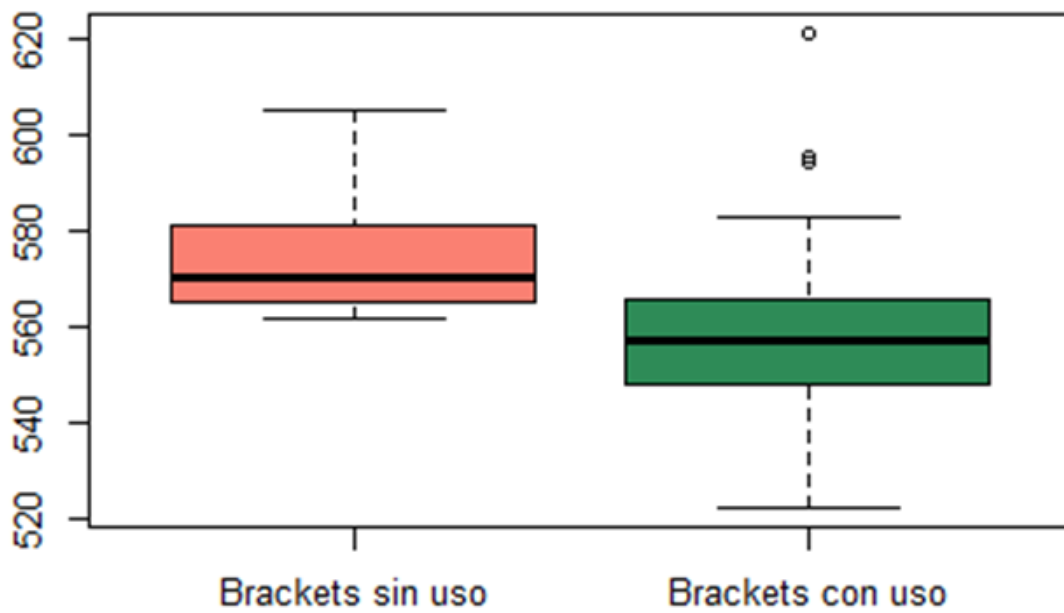


Figura 47. Distancia interna de la ranura de los brackets del sector anterior (correspondientes a las piezas nº 1.1, 1.2, 2.1, 2.1)

Se encontró diferencia estadísticamente significativa ($p=0.005$) en la distancia interna entre los brackets “sector anterior” sin uso y con uso (mayor en los sin uso). (Figura 47)

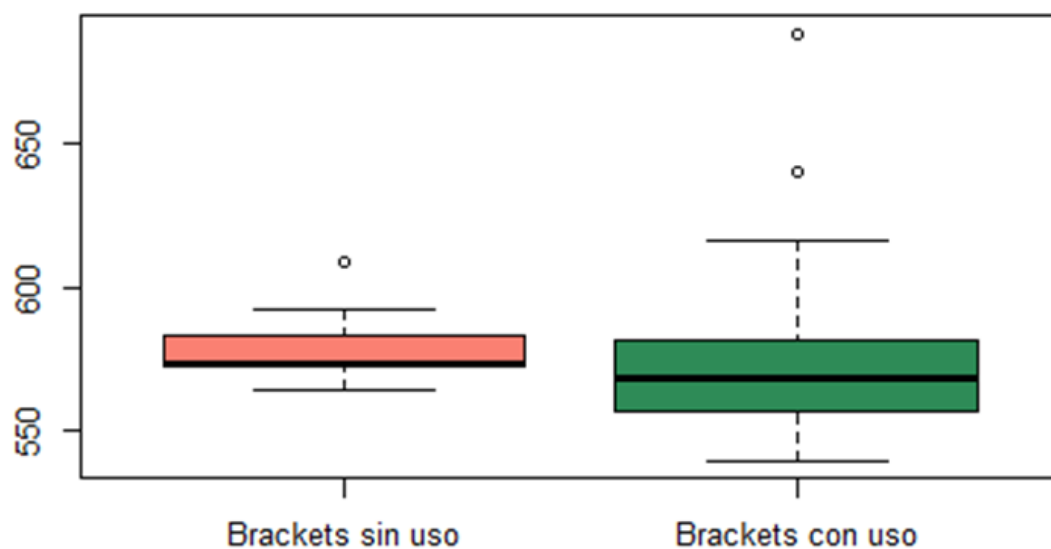


Figura 48. Distancia media de la ranura (slot) de los brackets del sector anterior.

Se encontró una diferencia marginalmente significativa ($p=0.072$) en la distancia media entre los brackets “sector anterior” sin uso y con uso. (Figura 48).

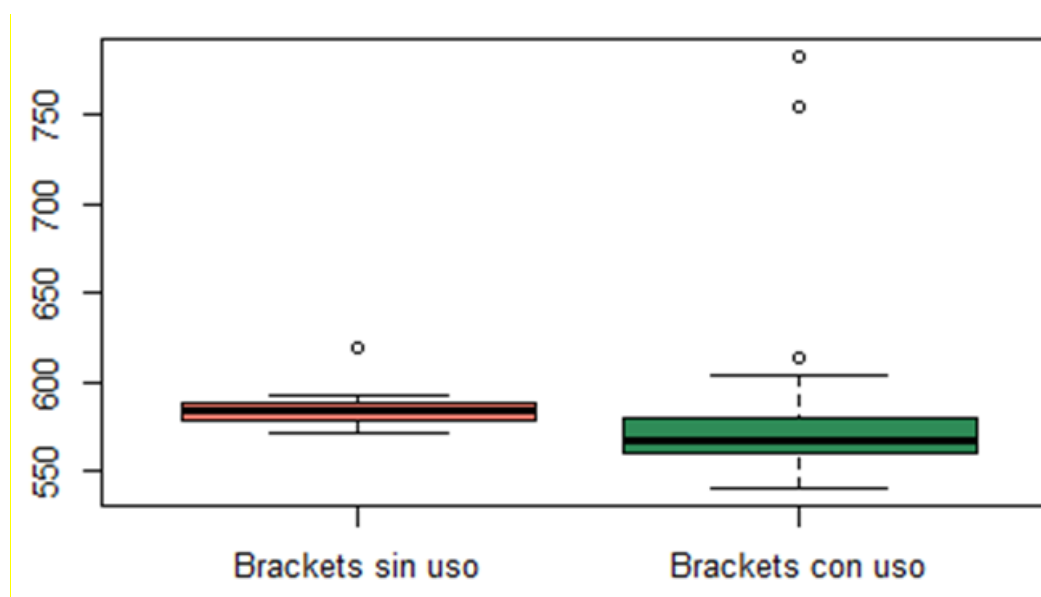


Figura 49. Distancia externa de la ranura de los brackets del sector anterior.

Se encontró una diferencia marginalmente significativa ($p=0.016$) en la distancia externa entre los brackets “sector anterior” sin uso y con uso. (Tabla 5), (Figura 49).

Tabla 6. Mediciones externas de la ranura de los brackets pertenecientes a las piezas dentarias 1.3 y 2.3.

DISTANCIA SUPERIOR E INFERIOR DE LA RANURA			
CANINOS	mediana (IQR)		p-valor
	Sin uso	Con uso	
EXTERNA	576.9 (569.4; 579.3)	560.0 (552.5; 570.0)	0.1360
MEDIA	573.9 (566.1; 576.7)	551.4 (549.0; 564.2)	0.0482
INTERNA	568.8 (564.2; 570.9)	549.0 (544.9; 554.8)	0.0124

No encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.136$) en la distancia externa entre los brackets del “grupo canino” sin uso y con uso. (Tabla 6), (Figura 50).

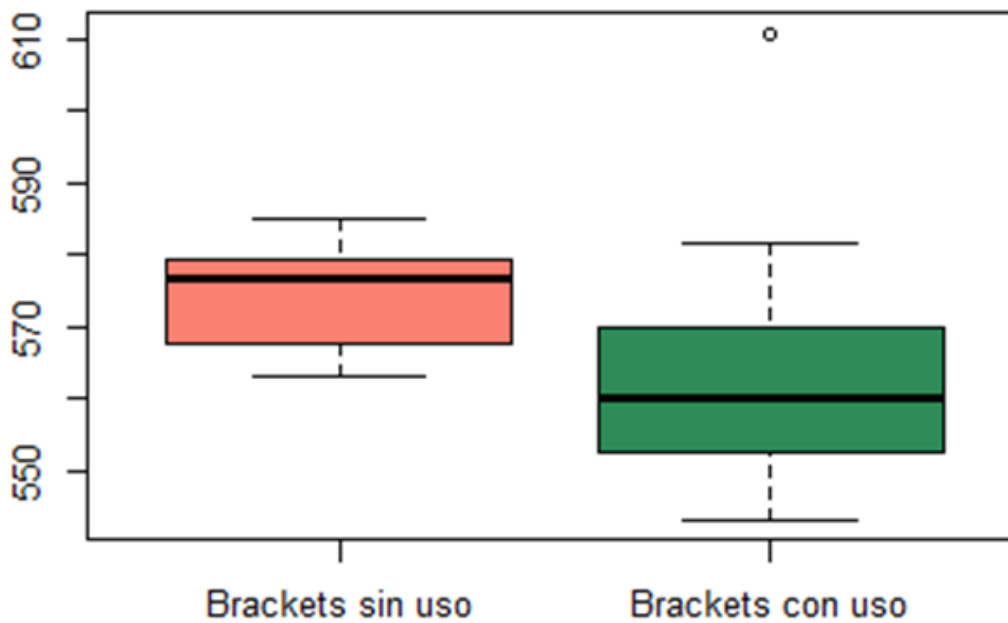


Figura 50. Distancia externa de la ranura del grupo canino (piezas n° 1.3, 2.3)

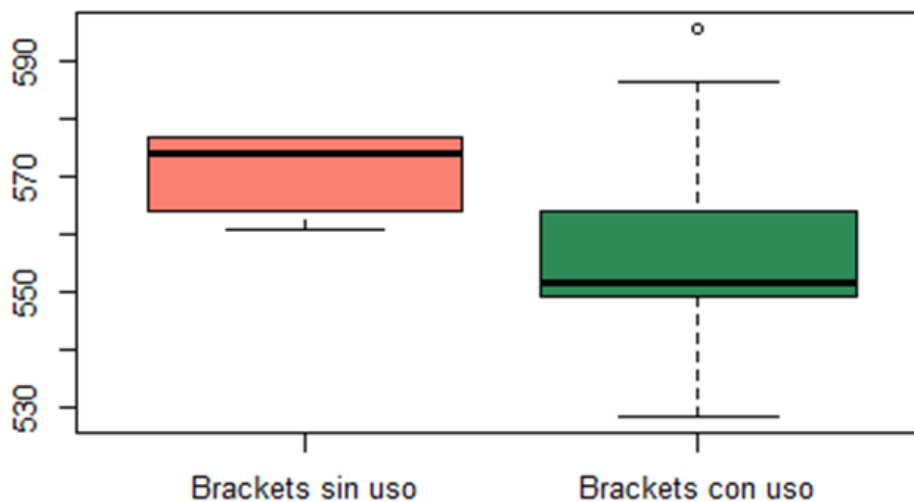


Figura 51. En el gráfico de cajones se puede observar la distancia media de la ranura del grupo canino, siendo mayor en brackets sin uso.

Se encontró diferencia estadísticamente significativa ($p=0.048$) en la distancia media entre los brackets “grupo canino” sin uso y con uso (mayor en los sin uso). (Figura 51)

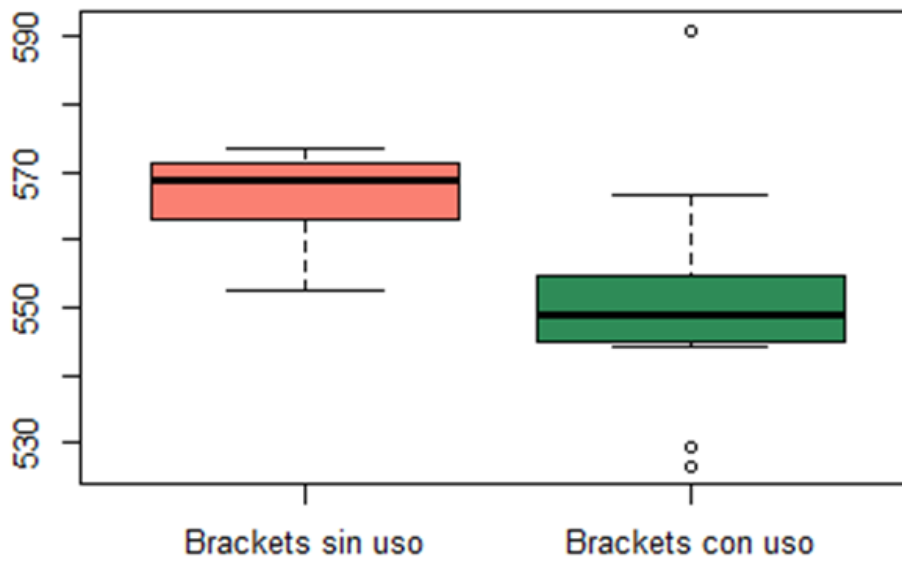


Figura 52. Representación gráfica de la distancia interna de la ranura del grupo canino.

Se encontró diferencia estadísticamente significativa ($p=0.012$) en la distancia interna entre los brackets “grupo canino” sin uso y con uso (mayor en los sin uso). (Figura 52).

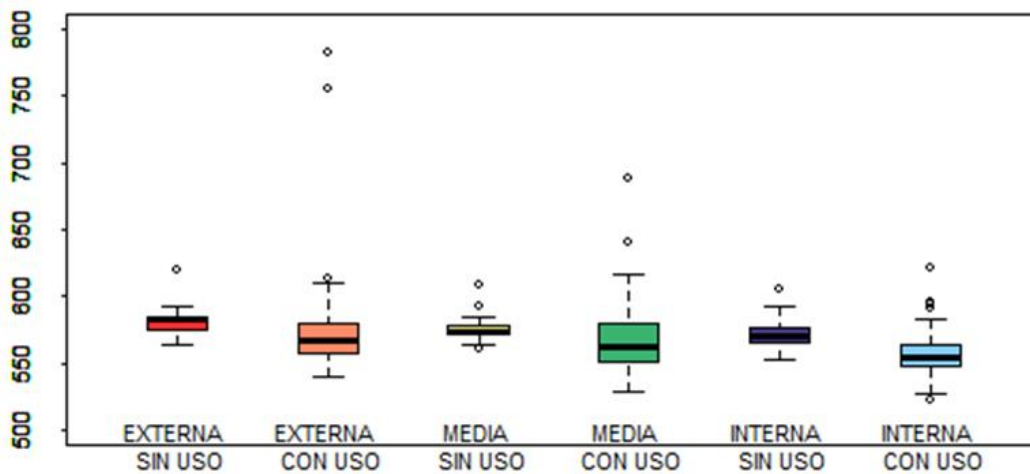


Figura 53. Mediciones de la ranura de los seis brackets utilizados usados y sin usar.

Comparando las tres distancias (poniendo todos juntos) se encontraron diferencias significativas entre las distancias externa e interna ($p=0.001$) y entre la media e interna, ($p=0.05$), pero no entre la externa y la media (o sea sólo se puede decir que la distancia interna fue menor que la externa y la media). (Figura 53)

Tabla 7. Mediciones de brackets usados (piezas nº 1.3, 1.2, 1.3, 2.1, 2.2, 2.3)

mediana (IQR)	
EXTERNA	566.9 (558.0; 580.1)
MEDIA	562.4 (551.4; 578.8)
INTERNA	554.3 (547.8; 564.0)

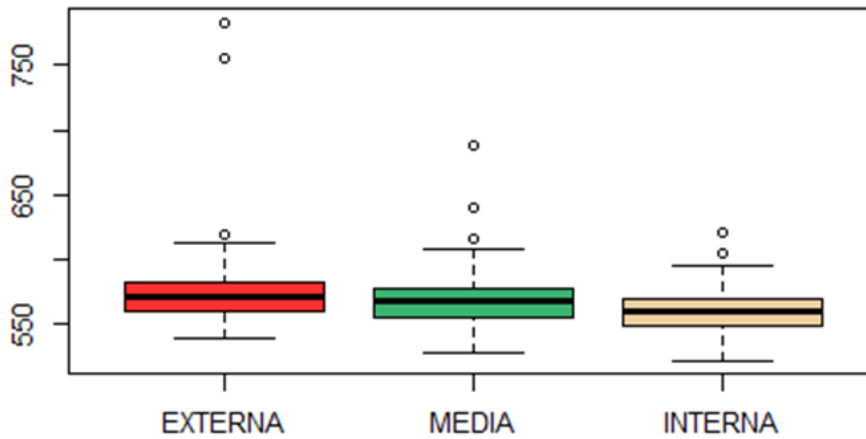


Figura 54 . Mediciones comparativas entre el mismo grupo de brackets. Externa 571.1 (560.7; 582.9); media 568.9 (556.0; 578.2) y la interna 559.5 (549.0; 570.0)

Se hallaron diferencias significativas entre ellas $p=0.0021$. (Cuadro 7), (Figura 54) Al hacer las comparaciones posthoc de a pares, y haciendo la corrección de p-valor por el método de Bonferroni, sólo se halló diferencia significativa entre la medida interna y externa ($p=0.0015$) y cierta tendencia entre interna y media ($p=0.0651$)

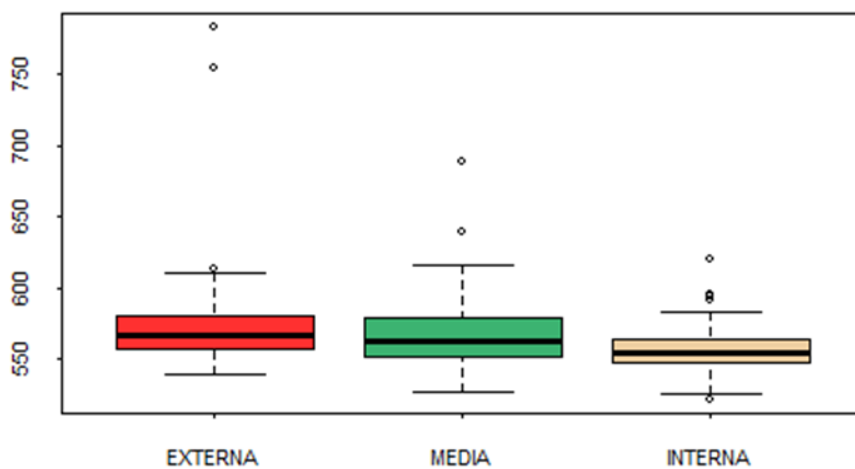


Figura 55. Medidas de las ranuras de los brackets usados.

Resultado para el objetivo:

Evaluar desgaste de la ranura del bracket.

A la observación se pudo determinar que la ranura del bracket no sufría mayormente desgaste, sino que se desprendía algún sector. (Figura 56)

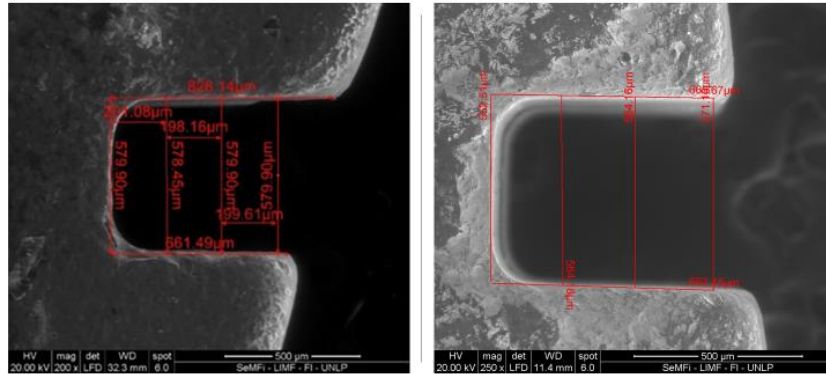


Figura 56. Imagen al microscopio electrónico de barrido a 250 x. se puede observar la presencia de material inorgánico y la falta de solución de continuidad de sus bordes.

Resultados para el objetivo:

Determinar la composición del bracket cerámico de alúmina monocristalinos.

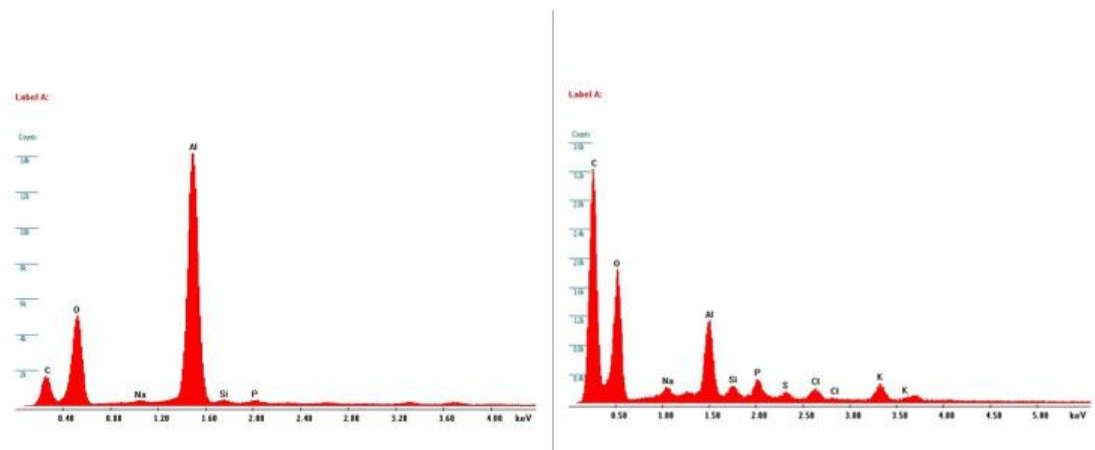


Figura 57. Espectrometría (EDS) del bracket sin uso. Espectrometría (EDS) del bracket usado.

Los brackets fueron observados al microscopio electrónico de barrido y se registró la composición de elementos con sondas EDS. Los espectros de energía dispersa r-X muestran la presencia de un alto contenido de Al (aluminio), O

(oxígeno) y C (carbono) en orden decreciente principalmente para el bracket nuevo. Correspondiendo a las especificaciones del fabricante. (Figura 57)

Se encontró diferentes concentraciones (peso%) de C (carbono) y O (oxígeno) y en menor porcentaje AL(aluminio) en el bracket usado. Indicando presencia de material inorgánico y presencia de oxidación. (Figura 57).

Resultados para el objetivo:

Identificar la existencia de desgaste del arco rectangular de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetro (0.019 × 0.025 pulgadas).

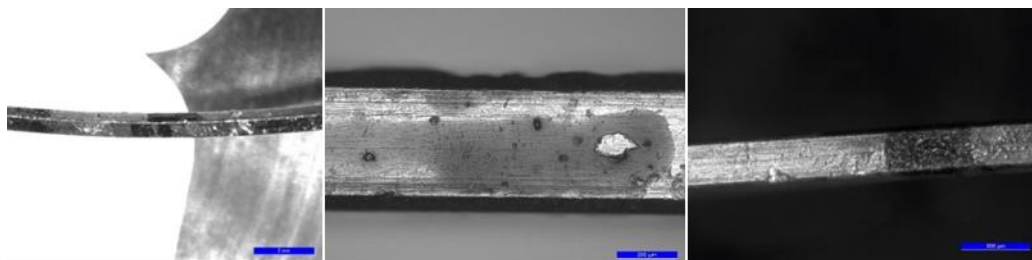


Figura 58. Imagen al microscopio óptico del arco rectangular de acero inoxidable. Se observa el desgaste de las aristas en cercanía a las líneas que marcan el centro del bracket.

En la observación al microscopio óptico se pudo determinar la presencia de desgastes en diferentes puntos del arco. Siendo las mismas de diferente grado de profundidad.(Figura 58)

Para el análisis de los datos se utilizaron el programa Excel para Windows 10 y el paquete estadísticos R versión 3.5.1.

Para cada elemento químico se analizó su normalidad mediante pruebas de Shapiro-Wilk. Aquellos datos que resultaron con distribución normal se informaron como media \pm desvío, mientras que los datos no paramétricos se informaron como mediana (IQR: rango intercuartílico). Las variables cualitativas se las informó con frecuencia (%).

Para la comparación de la composición química de los arcos se utilizaron los test de Student y Mann-Whitney según correspondiera. Para la comparación del desgaste se utilizó el test de Fisher.

En todos los casos se consideró significativo un p-valor<0.05.

Tabla 8. Análisis del desgaste de los arcos relacionando la posición de los brackets (1.1,1.2,1.3,2.1,2.2 y 2.3)

	Desgaste	
	Frecuencia	%
Cara externa	14	30%
Cara interna	23	50%
Cara superior	9	20%
Cara inferior	3	7%

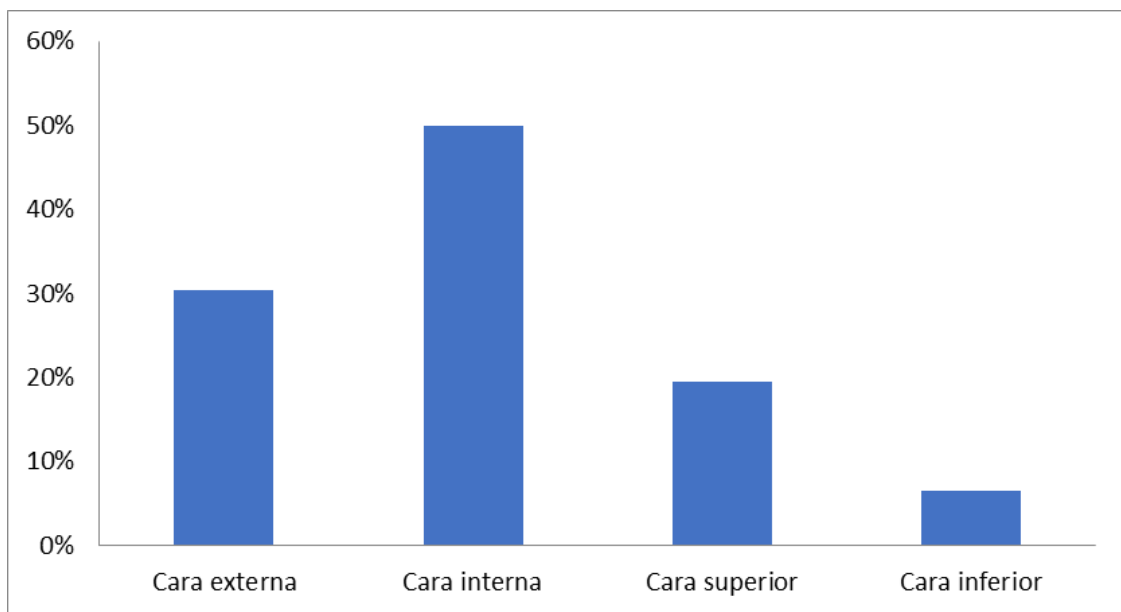


Figura 59. Representación gráfica del desgaste provocado en las diferentes caras de los arcos.

El desgaste fue más frecuente en la cara interna 50%, seguido por la cara externa 30%, luego la superior 20% y el menos frecuente fue en la cara inferior 7%. (Tabla 8), (Figura 59).

Tabla 9. Análisis de las aristas de los arcos de acero inoxidable de 0.019×0.022".
Expresado en porcentaje.

	Desgaste	
	Frecuencia	%
Arista superior interna	23	50%
Arista superior externa	9	20%
Arista inferior interna	22	48%
Arista inferior externa	11	24%

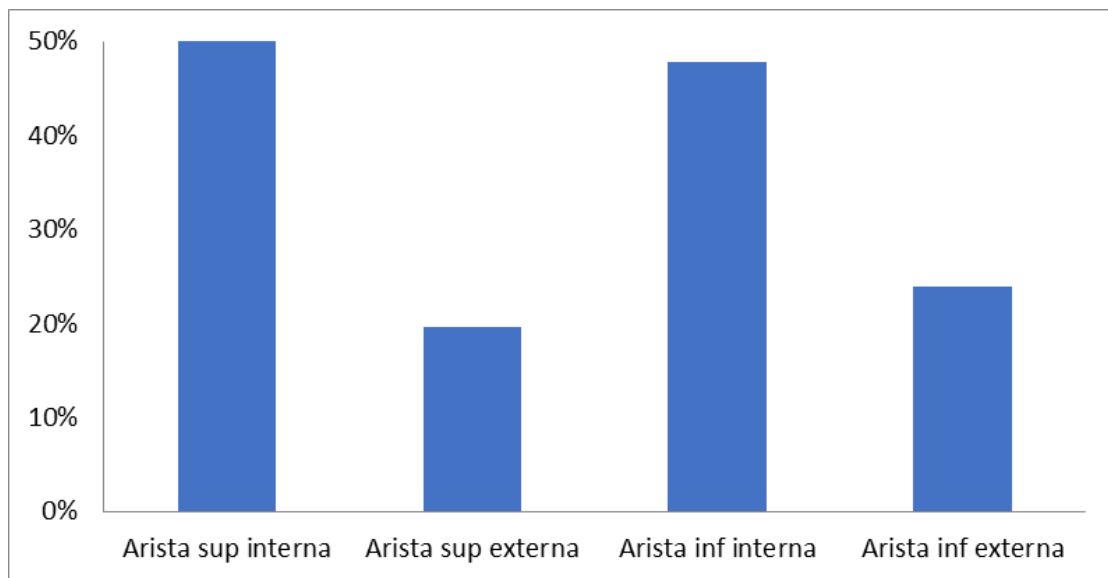


Figura 60. Análisis del desgaste de las aristas del arco de acero inoxidable de 0.019×0.022".

La arista que presentó menos desgaste fue la superior externa 20%, seguida por la arista inferior externa 24%, arista inferior interna 48% y la que sufrió más desgaste fue la superior interna 50%. (Tabla 9) (Figura 60)

Tabla 10. Desgaste del arco de acero inoxidable, según la zona que se relaciona con el bracket. Expresado en porcentaje.

Desgaste por bracket						
Nº de Bracket	11	12	13	21	22	23
Cara externa	1 (17%)	4 (67%)	1 (17%)	4 (67%)	2 (33%)	2 (cara)
Cara interna	4 (67%)	4 (67%)	4 (67%)	3 (50%)	4 (67%)	4 (67%)
Cara superior	2 (33%)	1 (17%)	3 (50%)	1 (17%)	1 (17%)	1 (17%)
Cara inferior	0 (0%)	0 (0%)	2 (33%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (17%)

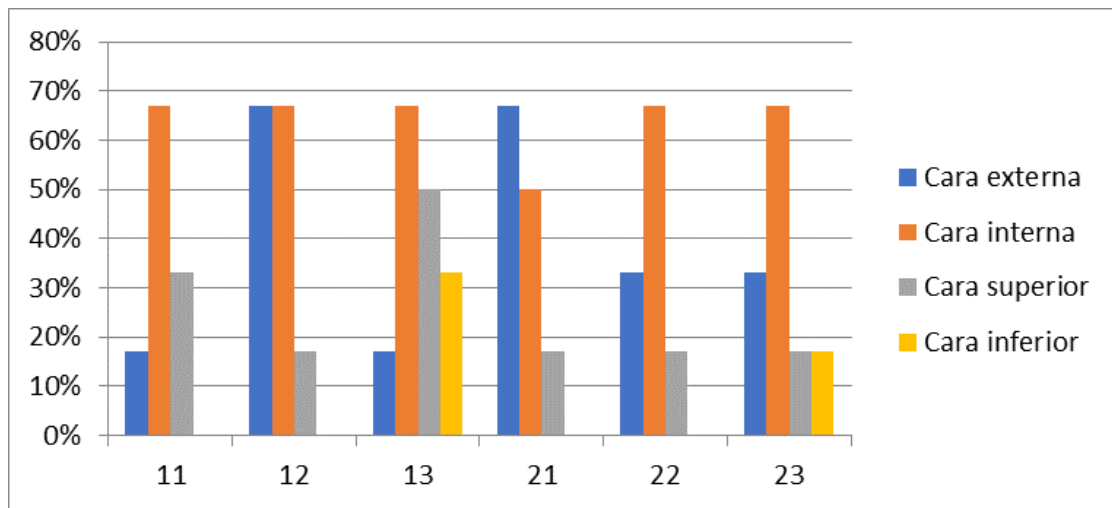


Figura 61. Gráfico de barras, donde se analiza el desgaste sufrido en las diferentes caras del arco de acero inoxidable que permanece en contacto con el bracket.

En relación con la parte del arco que se enfrenta a cada bracket, se puede decir que el comportamiento es variable. Los desgastes presentan diferentes grados de profundidad y se distribuyen en distintas zonas del arco. (Tabla 10), (Figura 61). Pieza nº 1.1 podemos observar que la cara que más interviene es la interna 67%, seguida por su cara superior 33% y luego la cara externa 17%, no sufriendo ninguna alteración la cara inferior. Pieza nº 1.2 presenta muy marcadas las caras externas e interna 67%, en grado menor la cara superior 17%, no viéndose afectada la cara inferior. Pieza nº 1.3 la cara más afectada es la cara interna

67%, sigue la cara superior 50%, cara inferior 33% y por último la externa 17%. Pieza nº 2.1 la cara externa es la más afectada 67%, seguida por la cara interna 50% y luego la superior 17%, no mostró ningún tipo de desgaste la cara inferior. Pieza nº 2.2 cara interna 67% siendo la más afectada, cara externa 33%, cara superior 17%, no presentando ningún tipo de alteración la cara inferior. Pieza nº 2.3 cara interna 67%, cara externa 33%, cara superior 17% y la cara inferior 17%.

Tabla 11. Análisis del desgaste de las aristas. Expresado en porcentaje.

Desgaste por bracket						
	11	12	13	21	22	23
Arista sup interna	4 (67%)	4 (67%)	3 (50%)	3 (50%)	4 (67%)	5 (83%)
Arista sup externa	1 (17%)	1 (17%)	1 (17%)	2 (33%)	1 (17%)	3 (50%)
Arista inf interna	5 (83%)	4 (67%)	4 (67%)	2 (33%)	4 (67%)	3 (50%)
Arista inf externa	1 (17%)	2 (33%)	1 (17%)	2 (33%)	2 (33%)	3 (50%)

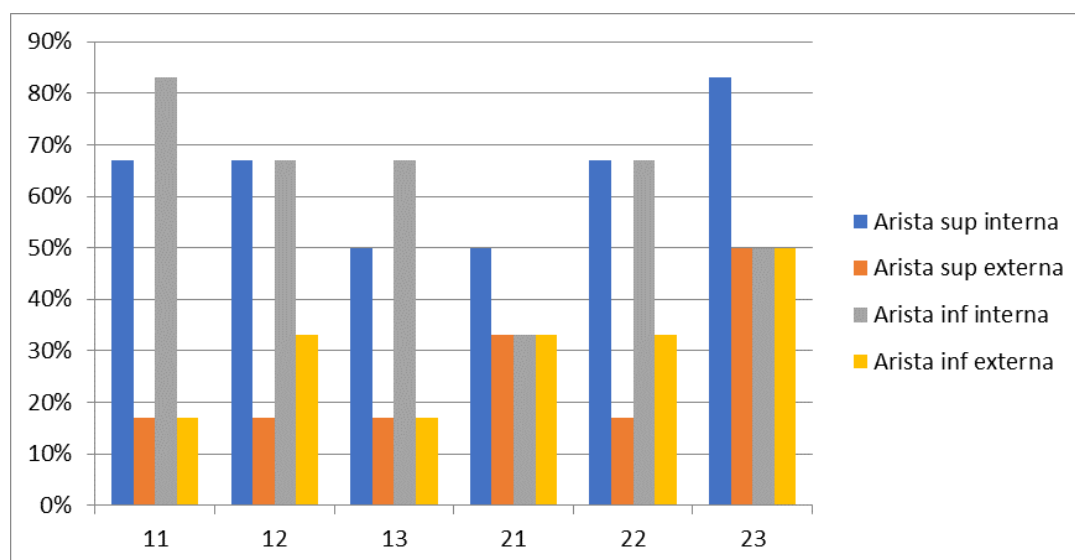


Figura 62. Gráfico de barras, donde se analiza el desgaste sufrido en las diferentes aristas del arco de acero inoxidable que permanece en contacto con el bracket.

El desgaste de las aristas fue bastante parejo con relación al bracket de cada pieza dentaria, como lo muestran la tabla 11 y la figura 62.

Pieza n° 1.1 presenta 83% de desgaste en su arista inferior interna, 67% arista superior interna, 17% las aristas superior externa e interna manifiestan el mismo comportamiento. Pieza n° 1.2 el 67% del desgaste lo sufrieron las aristas internas superior e inferior, 33% la inferior externa y 17% la externa superior. Pieza n° 1.3 el mayor desgaste lo sufrió 67% inferior interna, el 50% la arista interna superior, el 17% las aristas externas superior e inferior. Pieza n° 2.1, el 50% lo sufrió la arista superior interna, el resto de las aristas manifestó un 30% del desgaste. Pieza n° 2.2 las aristas internas superior e inferior sufrieron el 67% del desgaste, seguida por la inferior externa 33% y por último la superior externa 17%. Pieza n° 2.3 la arista superior interna sufre el 83% del desgaste, el resto de las aristas el 50%.

Resultados para el objetivo:

Determinar la composición del arco.

Fueron observados al MEB y se registró la composición de elementos con sonda EDS. Los espectros de energía dispersa r-X muestran la presencia de metales en transición como Mn (manganeso) 0.8 ± 0.1 ; otros metales S (azufre) 0.3 ± 0.0 ; elementos alcalinos como Ca (calcio) 0.1 ± 0.0 . Encontrando diferente concentración (peso%) entre nuevo y usado en K (potasio), Cl (cloro), P (fósforo), Cu (cobre). (Figura 64)

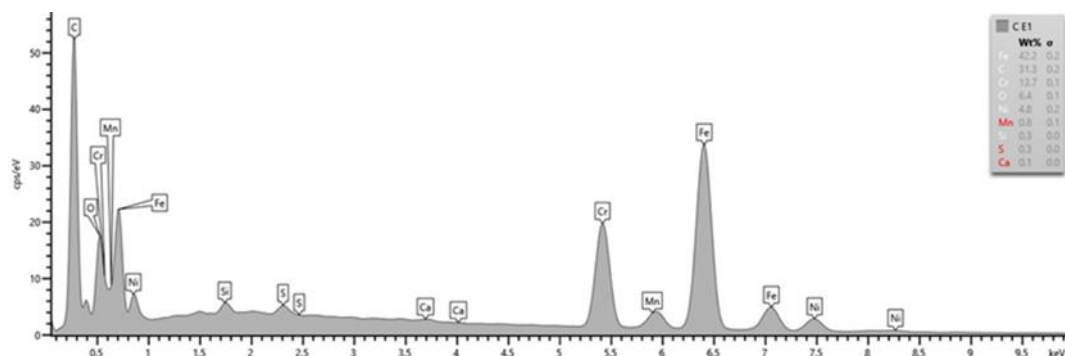


Figura 63. A) Espectrometría (EDS) arco sin uso. Espectrometría (EDS) arco usado.

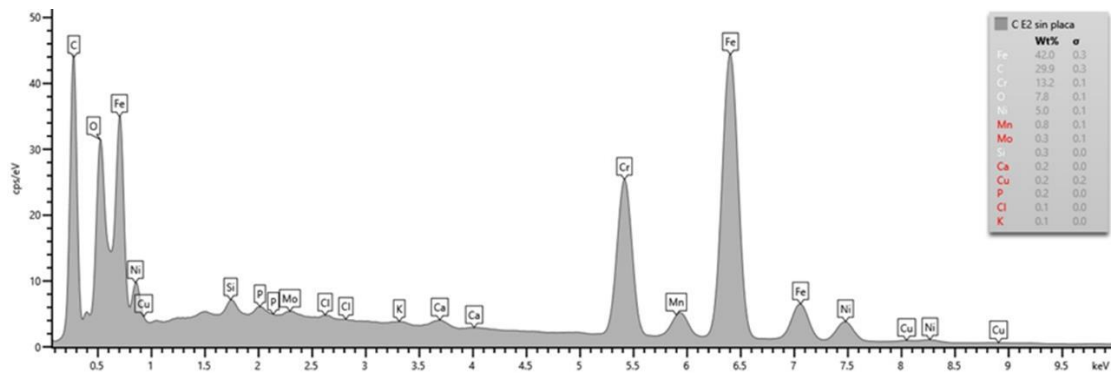


Figura 63. B) Espectrometría (EDS) arco sin uso. Espectrometría (EDS) arco usado.

Al microscopio óptico se puede observar presencia de material inorgánico en distintos puntos de su superficie. (Figura 64)

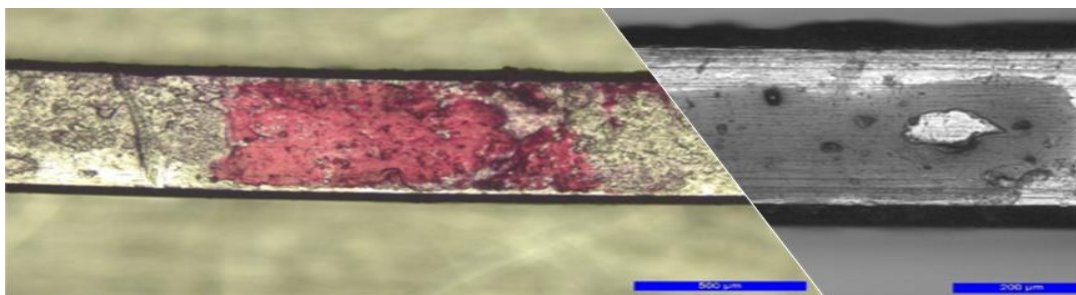


Figura 64. Imagen del microscopio óptico de un arco de acero inoxidable de 0.019 x 0.025 pulgadas usado, con resto material inorgánico.

Tabla 12. Composición del arco modelo usado. Valores expresados en porcentaje.

ARCO USADO	
C	0,2%
Cr	18,0%
Fe	73,8%
Ni	8,0%
Mn	0,0%
Si	0,0%

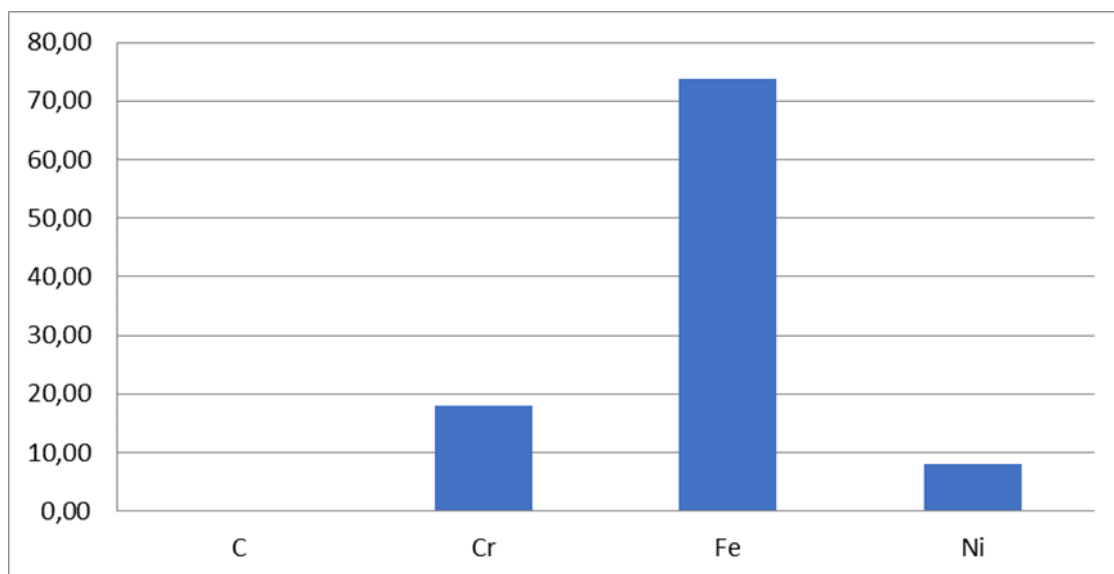


Figura 65. Composición del arco usado se observa la presencia de Fe en mayor concentración, seguido de Cr, Ni y de C.

El arco usado presenta una composición química Fe (hierro) del 73,8%, Cr (cromo) 18,0%, Ni (níquel) 8,0% y C (carbono) 0,2%. (Tabla 12), (Figura 65).

Tabla 13. Composición elemental de un arco nuevo.

ARCO NUEVO	
	media ± desvío
C	4,82 ± 2,09
Cr	18,14 ± 0,49
Fe	65,96 ± 1,04
Ni*	8,12 (8,11; 8,22)
Mn	1,27 ± 0,07
Si	0,49 ± 0,10

*mediana (IQR)

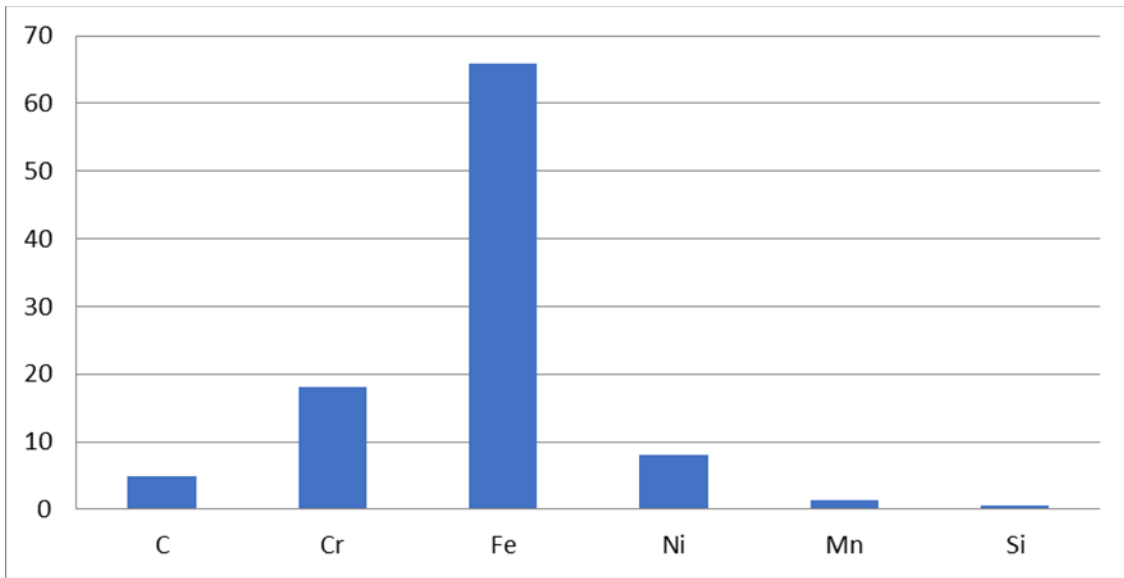


Figura 66. Composición química de los arcos nuevos.

Se hallaron diferencias significativas en la composición de los arcos nuevos respecto del usado en: C ($p=0.0173$), Fe ($p=0.0006$), Mn ($p<0.0001$) y Si ($p=0.0023$). No se hallaron diferencias en Cr ($p=0.5999$) ni en Ni ($p=0.0975$) (Tabla 13), (Figura 66).

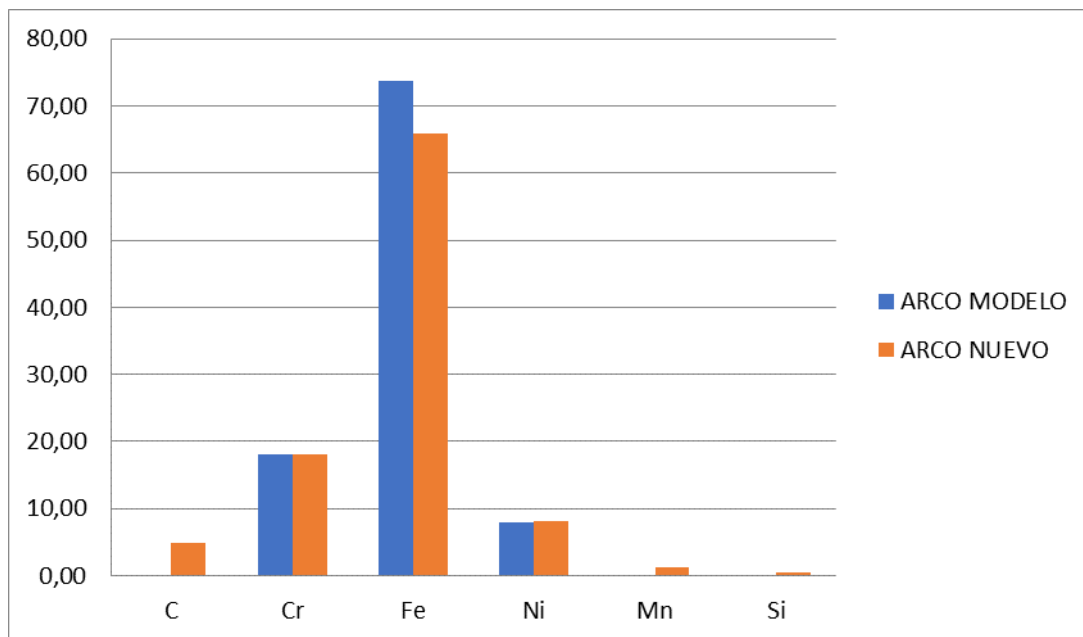


Figura 67 Comparación de la composición entre arcos nuevos y el arco usado.

Se puede observar que en el arco usado hay mayor concentración de Fe (hierro) que en el arco nuevo. En cambio, en el arco nuevo existe presencia de C (carbono) y de Mn (manganeso) que en el arco usado no se encuentran. (Figura 67)

Tabla 14. Composición de los arcos con materia orgánica, arcos usados.

ARCO CON MATERIA ORGÁNICA	
media ± desvío	
C	67,99 ± 5,92
Cr	2,11 ± 1,16
Fe	5,2 ± 3,24
Ni*	0,46 (0,37; 0,63)
Mn	0
Si	0,29 ± 0,08
O*	18,97 (18,32; 20,86)
P	1,29 ± 0,15
K	0,72 ± 0,18
Ca	0,62 ± 0,25
Mg	0,18 ± 0,06
Na	0,20 ± 0,02

*mediana (IQR)

En los arcos usados se observa mayor cantidad de material inorgánico, presentando niveles elevados de carbono (67,99 ± 5,92.) oxígeno 18,97 (18,32; 20,86). fósforo 1,29 ± 0,15. (Tabla 14)

DISCUSIÓN

En esta instancia y luego de haber realizado este trabajo de investigación tengo más preguntas que respuestas. Me encuentro en situación de conflicto permanente donde estoy totalmente de acuerdo con resultados y conclusiones de diferentes autores, como también en total desacuerdo con otros y diferentes niveles o escalas de grises. Comenzaremos planteando interrogantes y hallazgos que fueron apareciendo desde los inicios del trabajo hasta su finalización, para luego plantar claramente los puntos de acuerdo y desacuerdo.

Con respecto a interrogantes y futuras líneas de investigación podemos mencionar: ¿Son los brackets cerámicos de alúmina monocristalinos los responsables del desgaste de su ranura?, ¿Será el uso de arcos rectangulares de acero inoxidable los responsables de este?, ¿El cambio sufrido entre ambas partes se verá reflejado en el movimiento de la pieza dentaria?

En relación con los hallazgos cabe destacar que la base de la ranura de los brackets de alúmina monocristalinos y la superficie del arco son curvas, la superficie del bracket es rugosa y poseen baja resistencia a la fractura.

Relacionado a la fabricación y los materiales empleados en las mismas podemos mencionar como factor importante realizar estudios de control de calidad de los brackets preajustados, ya que gran parte de los objetivos a lograr en los tratamientos están fundamentados en la premisa de la precisión de la prescripción y la comunidad científica es la encargada de elogiar o criticar a la industria para motivarlos a mejorar sus procesos de fabricación, en beneficio final de los pacientes.

Los brackets cerámicos de alúmina monocristalina poseen una dureza superior al acero inoxidable, esto implica que, la diferencia relativa entre la dureza del bracket cerámico y el acero del alambre es mayor, esta oposición en la dureza entre bracket-arco provoca entre otras un incremento en la resistencia friccional. Saunders CR, Kusy RP, determinaron que el cerámico monocristalino de alúmina, por ser un material más duro y rígido que los metales, desprende el

material del metal cuando el arco de alambre entra a la ranura del bracket⁹⁶. En coincidencia con los autores, se observó pérdida de continuidad de superficie.

El acabado de la superficie “textura” del bracket cerámico de alúmina monocristalino es más rugosa que el acero inoxidable, debido al proceso de sinterizado de los polvos de alúmina, que también concentra los esfuerzos normales de contacto entre el alambre y el bracket.

Distintos grupos de investigación, como ser Agarwal Ch, Vakil K, Mahamuni A, Tekale P, et al; Lee GJ, Park KH, Park YG, Park HK; Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T, Gregoret y Graber han realizado pesquisas para dilucidar el comportamiento de los brackets cerámicos de alúmina monocristalinos ya que por sus altas ventajas estéticas son muy requeridos, pero la presencia de macro y micro defectos derivados del maquinado durante su fabricación favorece la propagación de líneas de fractura y fallas que comprometen su utilización clínica, adicionalmente su textura superficial puede generar un incremento de la resistencia friccional⁹⁷, no soportan grandes deformaciones mostrando una baja resistencia a la fractura, siendo dañados fácilmente cuando son sometidos a diferentes fuerzas laterales y tangenciales, como se observó en ésta investigación.

Los autores McLaughlin, Bennett y Trevisi en su libro Mecánica sistematizada de tratamiento aseveran que “...en la interfaz arco-ranura ...se genera una fricción interna en dos puntos diagonales de la ranura X e Y. Según Barlow M, Kula K y Parashar A, Aileni KR, Rachala MR, et al. en la mecánica de deslizamiento, el diente se inclinará hasta que el arco haga contacto con el bracket en las esquinas opuestas de la ranura, deteniendo el movimiento de inclinación. A esta altura podemos decir, en base a los resultados obtenidos que este comportamiento no se vio reflejado. Siendo la cara interna y las aristas correspondientes las más afectadas.

Leal RC, Amaral FL, França FM, Basting RT, Turssi CP, evaluaron el efecto de diferentes lubricantes en la fricción entre los brackets ortodónticos y los arcos. Yakubov GE, en su investigación sobre la acción de la saliva y la fricción, determino que esta disminuye. Debido al tiempo de permanencia de los brackets

en la boca y el aumento en la complejidad de la higiene, se observa la presencia de material inorgánico compatibles con placa bacteriana calcificada “cálculo” adherida en la superficie, la magnificación con microscopio óptico, microscopio electrónico de barrido y análisis de espectrometría del complejo bracket - arco corrobora este hallazgo. Podemos hipotetizar que esto trae aparejado complicaciones derivadas en la falta de tolerancia de los componentes, reducción de la misma, falta de precisión en la adaptación entre las partes y aumento del coeficiente de fricción; se sugiere realizar maniobras preventivas, control exhaustivo de placa bacteriana, refuerzo en la enseñanza de técnicas de cepillado, utilización de cepillado interproximal, así como la utilización de digluconato de clorhexidina o similares.

Los doctores Alfonso MV, Espinar E, Llamas JM durante el año 2013, realizaron un trabajo de investigación cuyo objetivo fue analizar la influencia de la naturaleza de los arcos de alambre de ortodoncia en el coeficiente de fricción y la tasa de desgaste contra los materiales utilizados comúnmente como brackets. Doshi UH, Bhad- Patil WA. Junto con otros autores realizaron mediciones de microscopía de fuerza atómica (AFM) para proporcionar información cuantitativa sobre la rugosidad superficial del material ortodóncico.^{43 46 48 46}. La presencia de imperfecciones aumenta la fricción. En nuestra investigación sobre arcos, comparamos arcos sin uso y con uso, pudiendo observar presencia de desgaste en los arcos que habían estado por lo menos treinta días en la boca del paciente en intimidad con la ranura del bracket.

Lo Giudice A, Portelli M, Militi A, et al.; Funaro A, Perdomo Sturniolo I. determinaron en la terapia de ortodoncia de múltiples brackets, la fricción estática aumenta con el número de ligaduras elastoméricas involucradas. A diferencia del comportamiento de fricción de los módulos elastoméricos, el envejecimiento de estas ligaduras no influye en su efecto incremental de las fuerzas de fricción. La desventaja de las ligaduras elastoméricas es el acúmulo de placa bacteriana, pudiendo producir gingivitis. En esta investigación se determinó la presencia de desgastes en las proximidades correspondientes al elastómero y gran depósito de material inorgánico.

CONCLUSIÓN

En vista del análisis de los resultados obtenidos a partir de las mediciones realizadas sobre la ranura de los brackets de alúmina monocristalina y los arcos rectangulares de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetro (0.019 × 0.022 pulgadas), se develaron las incógnitas planteadas al inicio de la investigación, alcanzando los objetivos, y comprobándose las hipótesis; el comportamiento de los componentes de la ranura de los brackets cerámico de alúmina monocristalinos con los arcos rectangulares de acero inoxidable de 0.48 x 0.63 milímetros (0.019 × 0.025 pulgadas).

El tamaño de la ranura del bracket sin uso guarda relación con las especificaciones del fabricante.

Utilizando microscopia electrónica de barrido al observar la superficie interna de la ranura del bracket para determinar la presencia de líneas de propagación, poros, interferencias que comprometen la vida útil del bracket. determino que la ranura del bracket no sufre mayormente desgaste, sino que se desprende material en diferentes zonas, no encontrando un patrón.

De la comparación de la ranura de los brackets sin uso y con uso de las medidas lineales tomadas en la parte interna, media y externa, se concluye que hubo un aumento de tamaño en las medidas internas y medias, disminuyendo la externa.

Comparando el grupo incisivo con el canino se observó que en el grupo incisivo existe diferencia significativa entre nuevos y usados en las mediciones medias y externas, El grupo canino tuvo un comportamiento diferente, en las mediciones media y externa hubo diferencia significativa y en la medición interna no hubo diferencia. Se hipotetiza que la ubicación dentro de la arcada que ocupa dicha pieza dentaria, puede ser producto de la diferencia del desgaste.

Al comparar las medidas lineales se encontraron diferencias significativas entre las distancias externa e interna y entre la media e interna pero no entre la externa y la media. Se halló diferencia significativa entre la medida interna y externa y cierta tendencia entre interna y media.

La composición del bracket usado determinó mayor presencia de C (carbono) y O (oxígeno) en comparación con el bracket sin uso. Del mismo modo sucedió con los arcos.

Al observar bajo microscopio óptico los arcos analizados presentaron material inorgánico difícil de remover en toda su extensión. El desgaste sufrido en sus diferentes caras fue asimétrico, siendo preponderante la cara interna, del mismo modo el sector que corresponde a cada pieza dentaria. Se observó alteraciones en cuanto oxidación. Se puede deber al uso de flúor y el ataque ácido.

Se concluye que no se observaron cambios en la tolerancia, siendo la Hipótesis 0: rechazada.

Sobre el movimiento relativo entre la superficie de la ranura y la superficie del arco en las juntas de apoyo genera desgastes en ambos componentes que será más severo en el más blando, por lo cual la Hipótesis 1: es aceptada.

En las últimas décadas, gracias a los avances científicos-tecnológicos, se ha logrado alcanzar un importante progreso en cuanto al conocimiento de la mecánica del movimiento dentario. Si bien existen aún muchos interrogantes en cuanto a causas que producen la pérdida de torque, esperamos que en los próximos años logremos avanzar aún más nuestro conocimiento, con el propósito de identificar métodos concretos que permitan realizar movimientos ortodóncicos en una forma más eficaz y eficiente. No debemos olvidar que nuestro objetivo final es la atención de nuestros pacientes.

BIBLIOGRAFÍA

-
- 1 Major WT, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW. Measurement of plastic and elastic deformation due to third-order torque in self-ligated orthodontic brackets. *Ajado* Septiembre.2011;140(3)326-339.
 - 2 Bulhoes Galvao M, Camporesi M, Tortamano A, et al. Frictional resistance in monocrySTALLine ceramic brackets with conventional and nonconventional elastomeric ligatures. *Prog Orthod*. Mayo.2013;14:9. Disponible en: doi:10.1186/2196-1042-14-9.
 - 3 Toledo M. Víctor. Cirugía Ortognática. Simplificación del tratamiento ortodóncico quirúrgico en adultos. Venezuela, Amolda, 2004.
 - 4 Andrews LF. Andrews WA. Los seis elementos de la armonía orofacial. *Andrews J*. 2000;1:13-22.
 - 5 McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H. Mecánica Sistematizada del Tratamiento Ortodóncico. 1ª Ed. Madrid: Elsevier; 2002.
 - 6 Bennett J, McLaughlin R. Mecánica en el tratamiento de ortodoncia y la aparatología de arco recto. Madrid: Wolfe Publishing-Mosby; 1994.
 - 7 Husain N, Kumar A. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwire: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*. (Internet). 2011(March-April);12(2):91-99.
 - 8 Sujeet K, Shamsheer S, Rani Hamsa P R, Sameer A, Prasanth M A. Evaluation of Friction in Orthodontics Using Various Brackets and Archwire Combinations-An in vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. (Internet). 2014(May);8(5):33-36.
 - 9 Pillai A R, Gangadharan A, Kumar S, Shah A. Comparison of the frictional resistance between archwire and different bracket system: An in vitro study. *J Pharm Bioallied Sci*. (Internet).2014(Jul);6(1):150–155.
 - 10 Earl J. Selecting custom torque prescriptions for the straight-wire appliance. *Ajo-do*. 2013;143(4):161-67. Disponible en: URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2012.09.003>.
 - 11 Carrion-Vilches FJ, Bermudez MD, Fructuoso P. Static and kinetic friction force and surface roughness of different archwire-bracket sliding contacts. *Dent Mater Journal*. 2015;34(5):648-53.

12 Kannan MS, Murali RV, Kishorekumar S, Gnanashanmugam K, Jayanth V. Comparison of frictional resistance of esthetic and semi-esthetic self-ligating brackets. *J Pharm Bioallied Sci.* 2015; 7(1):116-120.

13 Bulhoes Galvao M, Camporesi M, Tortamano A, et al. Frictional resistance in monocrystalline ceramic brackets with conventional and nonconventional elastomeric ligatures. *Prog Orthod.* (Internet). 2013(citado 23 may 2013);14:9. Disponible en: doi:10.1186/2196-1042-14-9

14 Perrey W, Konermann A, Keilig L, Reimann S, Jäger A, Bourauel C. Effect of archwire qualities and bracket designs on the force systems during leveling of malaligned teeth. *J Orofac Orthop* (Internet).2015(Mar);76(2):129-38,140-2. Disponible en: doi: 10.1007/s00056-014-0276-y.

15 Rohini I,Chaitanya N,Praveen-Kumar RK,Ashok-Kumar T, Vijay-Bhaskar M,Konda R,et al. The Effects of In-Office Reconditioning on the Slot Dimensions and Static Frictional Resistance of Stainless-Steel Brackets. *Journal of Clinical and Diagnostic Research.* (Internet).2016(Jan);10(1):74-78. Disponible en: doi: 10.7860/JCDR/2016/15645.7154.

16 Trevisi Zanelato RC. Desenvolvimento e evolução dos braquetes ortodônticos. A eficácia da nova ortodontia. Ed. VM Cultural.2018;9:169-83.

17 Proffit WR, Fields HW. Ortodoncia: teoría y práctica. 2º ed. Madrid: Mosby-Doyma;1994.

18 Quirós Álvarez O. Cronología de la ortodoncia y la ortopedia maxilar. *Acta Odont Venez.*1995;33(3):37-47.

19 Perdomo Sturniolo, IL. Influencia de los cambios en la profesión sobre la educación odontológica. Magister en Educación Odontológica. Facultad de Odontología. UNLP Sedici.2017.p 27. Disponible en: <http://hdl.handle.net/10915/62620>

20 Hermanoff J. Historia de la ortodoncia: desde sus orígenes hasta Angle. *Rev. Sociedad Argentina de Ortodoncia.* Argentina.2009 julio-diciembre (7):146.p80-7

21 Mayoral J, Mayoral G, Mayoral P. Ortodoncia principios fundamentales y práctica. 6º ed. Barcelona: Labor;1990.616-29.

22 Angle EH. Announcement of the Angle College of Orthodontics. California-Circa: Pasadena; 1925.

-
- 23 Lerner H. Técnicas de combinación en ortodoncia reseña histórica. Últimos avances. Acta odontológica venezolana.(Internet) 1999;37(3). ISSN 0001-6365. Disponible en: http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0001-3651999000300038
- 24 Proffit W. Contemporary Orthodontics (5th ed.). Mosby; 2013.3-4. ISBN 978-0-323-08317-1
- 25 Sheldon FC. The Charles H. Tweed Foundation for Orthodontic Research. The Angle Orthodontist.1951;21(3):173174174. Disponible en: <http://www.angle.org/doi/abs/10.1043/0003>.
- 26 Andrews LF, Andrews WA. Syllabus of the Andrews orthodontic philosophy, 9th ed. San Diego, California: Lawrence F. Andrews;2001.
- 27 Andrews, L. F. The straight-wire appliance, origin, controversy, commentary. J Clin Orthod. 1976 Feb;10(2):99-114.
- 28 Gottlieb, E. La esquina del editor. Un adiós a dos gigantes de ortodoncia.JCO.2005 Consultado el 21 de diciembre de 2015.
- 29 Mladen K."Ronald H. Roth". AJDO. 2005.Consultado el 21 de diciembre de 2015.
- 30 Álvarez A. Factores inherentes a la aparatología. Biomecánica¿Estas ahí? Buenos Aires: Providence, 2011:43-69.
- 31 Megha J, Matrishva V, Johar-Rajvinder S. Effect of Crown Angulation of Maxillary Incisor on Effective Arch Perimeter. J Clin Diagn Res (Internet). 2017;11(6):92-96. Disponible en: [doi:10.7860/JCDR/2017/24222.10139](https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/24222.10139).
- 32 Burstone CJ, Choy K. Mecánica avanzadas de materiales. Fundamentos biomecánicos de clínica ortodóncica. Brasil; Quintessence publishing;2018.461
- 33 Maltagliati LA. ¿Braquetes autoligados-no que diferem? Qual a vantagem em utilizá-los na prática clínica? Rev.Clín.Ortodon.Dental Press.2007;6(5):15-30.
- 34 Echarri P, Carrasco A. Decisión del diente a extraer. Tratamiento ortodóncico con extracciones. Ripano S.A.: España;2010:201
- 35 Yakubov GE. Lubrication. Monogr Oral Sci.2014;24:71-87. Disponible en: [doi:10.1159/000358790](https://doi.org/10.1159/000358790).
- 36 Raji SH, Shojaei H, Ghorani PS, Rafiei EBacterial colonization on coated and uncoated orthodontic wires: A prospective clinical trial. Dent Res J (Isfahan). 2014 Nov;11(6):680-3.

37 Leite Bdos S, Fagundes NC, Aragón M. et al. Cleansing orthodontic brackets with air-powder polishing: effects on frictional force and degree of debris (Internet). 2016(Jul-Aug);21(4):60-5. Disponible en: doi: 10.1590/2177-6709.21.4.060-065.oar.

38 Leal RC, Amaral FL, França FM, Basting RT, Turssi CP. Role of lubricants on friction between self-ligating brackets and archwires. *Angle Orthod.* 2014 Nov;84(6):1049-53. Disponible en: doi: 10.2319/110513-805.1.

39 Dolci GS, Spohr AM, Zimmer ER, Marchioro EM. Assessment of the dimensions and Surface characteristics of Orthodontic wires and bracket slots. *Dental Press J Orthod.* 2013,18(2):69-75.

40 Doshi UH, Bhad- Patil WA. Static frictional forcé and Surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(1):74-9.

41 Liu X, Lin J, Ding P. Changes in the surface roughness and friction coefficient of Orthodontic bracket slots before and after treatment. *Scanning.* 2013;35 (4):265-72. Disponible en: doi:10.1002/sca.21060

42 Yong-Keun L, Yu B. Translucency and color match with a shade guide of esthetic brackets with the aid of a spectroradiometer. *Dental press.* 2016;21(2):81–87. Disponible en: doi: 10.1590/2177-6709.21.2.081-087.oar.

43 Agarwal Ch, Vakil K, Mahamuni A, Tekale P, et al. Evaluation of Surface roughness of the bracket slot floor- a 3D perspective study. *Prog Ortho.* (Internet) 2016(13 jan 2016);17:3. Disponible en: doi:10.1186/s40510-016-0116-2

44 Lee GJ, Park KH, Park YG, Park HK. A quantitative AFM analysis of nano-scale Surface roughness in various Orthodontic brackets (Internet).2010(1jan 2010),41(7):775-82. Disponible en: doi: 10.1016/j.micron.2010.05.013.

45 Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. ¿Active or passive self-ligating brackets? A randomized controlled trial of comparative efficiency in resolving maxillary anterior crowding in adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* (Internet). 2010 (Jan);137(1):12.1-6. Disponible en: doi: 10.1016/j.ajodo.2009.08.019

46 Gregoret J, Tuber E, Escobar LH, Da Fonseca AM. *Ortodoncia y cirugía ortognática. Diagnóstico y planificación.* 2nd ed. Castellano: Amolca; 2014. ISBN: 84-7179-275.3

47 Graber T, et al. *Ortodoncia: principios y técnicas actuales.* Tomo I. Madrid: Elsevier; 2006.

48 Praten DH, et al. Frictional resistance of ceramic and stainless and steel orthodontic brackets. American journal orthodontic dentofacial orthop.1990;98:398.

49 Douglas JB. Enamel wear caused by ceramic brackets. Am J Orthod dentofacial Orthop.1990;98:103.

50 Viazis AD. Enamel abrasión from orthodontic brackets under artificial oral environment. Am J Orthod dentofacial Orthop. 1990;69:116.

51 Andrews LF. The six keys to normal occlusion. American Journal of orthodontics. Ajo-do. 1972;62:296-309.

52 Reukers E. Straight wire appliance versus conventional full edgewise, prospective clinical trial. University of Nijmegen. European journal of orthodontics. 1997;18:424.

53 Creekmore TD, Thomas D. Creekmore on torque. J Clin Orthod. 1979 May; 13(5):305-310

54 Mayor TW, Carey JP, Nobes DS, Mayor PW. Tolerancias de fabricación en soportes de ortodoncia y diferencias dimensionales entre los soportes de autoligado seleccionados. J Dent Biomech.2010 27 de junio; 2010: 781321.Disponible en: doi: 10.4061 / 2010/781321

55 Meling TR, Odegaard J, Seqner D. On bracket slot height: A methodologic study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998 Apr;113;(4):387-393.

56 Ávila CM, Rojano S, Pardo MA. Evaluación de las variaciones dimensionales de la altura de la ranura de brackets nuevos. (Trabajo de grado Especialista en Ortodoncia). Bogotá. Universidad El Bosque. 2006.

57 Pardo A, Barrero MP. Dimensión de la ranura de brackets metálicos usados clínicamente luego de procesos de reciclaje. (Trabajo de grado Especialista en Ortodoncia) Bogotá. Universidad El Bosque 2005.

58 García MA, Moreno NP, Pardo MA, Mora I, Bautista G. Evaluación de las variaciones dimensionales del torque de brackets nuevos. (Trabajo de grado Especialista en Ortodoncia. Bogotá. Universidad El Bosque) 2007.

59 Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F. An Evaluation of slot size in orthodontic brackets— are standards as expected? Angle Orthod. 2004 Aug;74(4):450-453.

60 Castillo Monroy AD, Cáceres Coronel NA. Variación dimensional de la angulación de brackets de prescripción Roth. *Revista Científica Andina - Science & Humanities*. 2017;1(1)

61 Amini F, Rakhsahan V, Pousti M, et al. Las variaciones en la rugosidad de la superficie de siete arcos de alambre de ortodoncia: un estudio de SEM-perfilometría. *Corea J Orthod*. 2012;42:129-37.

62 Bennet JC, McLaughlin RP. *Fundamentals of Orthodontics treatment mechanics*. LeGrande Orthodontic Publishing.2004.36

63 Lo Giudice A, Portelli M, Militi A, et al. Is static friction affected by aging and amount of elastomeric ligatures in orthodontic sliding mechanics? An in-vitro investigation. *J Biol Regul Homeost Agents (Internet)*. 2018;32(2 Suppl. 2):67-73.

64 Funaro A, Perdomo Sturniolo I.L. La acción de la saliva y del tiempo sobre el punto de deformación elásticas de las gomas intermaxilares. .(Trabajo de Investigación Final para obtener el título de Especialista en Ortodoncia) Carrera de Especialización en Ortodoncia. Facultad de Odontología Universidad Nacional de La Plata. Presentado en 4° Jornadas Internacionales de Actualización en Ortodoncia de la Facultad de Odontología. Universidad Nacional de La Plata. Primer premio poster científico-categoría trabajo de investigación. Argentina 2016.

65 Li J, Zhao Y, Li H, Li H, Lei L. Effects of force magnitude on torque control in the correction of bimaxillary protrusion with mass retraction. *J Orthod Sci (Internet)*. 2018;6(7):13. Disponible en: doi: 10.4103/jos.JOS_65_17.

66 Rodriguez M, Perdomo Sturniolo I.L, Influencia de la posición e inclinación del incisivo central superior sobre la posición sagital del labio superior. (Trabajo de Investigación Final para obtener el título de Especialista en Ortodoncia. Carrera de Especialización en Ortodoncia) Argentina. Facultad de Odontología. Universidad Nacional de La Plata 2016

67 Mansilla J, Perdomo Sturniolo I.L, Comparar la concordancia de parámetros entre los análisis cefalométricos de Steiner y Mc Namara para determinar la posición sagital del maxilar superior en pacientes con clase II esquelética. (Trabajo de Investigación Final para obtener el título de Especialista en Ortodoncia. Carrera de Especialización en Ortodoncia) Argentina. Facultad de Odontología. Universidad Nacional de La Plata. 2016

-
- 68 Pasha A, Vishwakarma S, Narayan A, Vinay K, Shetty SV, Roy PP. Comparison of Frictional Forces Generated by a New Ceramic Bracket with the Conventional Brackets using Unconventional and Conventional Ligation System and the Self-ligating Brackets: An In Vitro Study. *J Int Oral Health (Internet)*. 2015;7:108 Disponible en: PMC4589702
- 69 Tominaga J-y, Ozaki H, Chiang P-C, Sumi M, Tanaka M, Koga Y, et al. Effect of bracket slot and archwire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding mechanics: A 3-dimensional finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop (Internet)*. 2014(Aug);146(2):166–74. Disponible en: doi: 10.1016/j.ajodo.2014.04.016
- 70 Chung K-R, Choo H, Lee J-H, Kim S-H. Atypical orthodontic extraction pattern managed by differential en-masse retraction against a temporary skeletal anchorage device in the treatment of bimaxillary protrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop (Internet)*. 2011(Sep);140(3):423-32. Disponible en: doi: 10.1016/j.ajodo.2009.08.036
- 71 Yao C-CJ, Lai EH-H, Chang JZ-C, Chen I, Chen Y-J. Comparison of treatment outcomes between skeletal anchorage and extraoral anchorage in adults with maxillary dentoalveolar protrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop (Internet)*. 2008 (Nov);134(5):615-24. Disponible en: doi: 10.1016/j.ajodo.2006.12.022.2008
- 72 McLaughlin RP, Bennett JC. Evolution of treatment mechanics and contemporary appliance design in orthodontics: A 40-year perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop (Internet)*. 2015 (Jun);147(6):654-62. Disponible en: doi: 10.1016/j.ajodo.2015.03.012
- 73 Chen M, Li Z-M, Liu X, Cai B, Wang D-W, Feng Z-C. Differences of treatment outcomes between self-ligating brackets with microimplant and headgear anchorages in adults with bimaxillary protrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop (Internet)*. 2015 (Apr);147(4):465-71. Disponible en: doi: 10.1016/j.ajodo.2014.11.029.
- 74 Barlow M, Kula K. Factors influencing efficiency of sliding mechanics to close extraction space: A systematic review. *Orthod Craniofac Res (Internet)*. 2008 (May);11(2):65-73. Disponible en: doi: 10.1111/j.1601-6343.2008.00421.
- 75 Parashar A, Aileni KR, Rachala MR, Shashidhar NR, Mallikarjun V, Parikh N. Torque loss in en-masse retraction of maxillary anterior teeth using mini implants with force vectors at different levels: 3D FEM study. *J Clin Diagn Res (Internet)*. 2014 (5 Dec 2014) ;8(12):ZC77. Disponible en: doi: 10.7860/JCDR/2014/10099.5353.

76 Magesh V, Harikrishnan P, Kingsly Jeba Singh D. Finite element analysis of slot wall deformation in stainless steel and titanium orthodontic brackets during simulated palatal root torque. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* (Internet).2018 (April);153(4):481-488. Disponible en: doi: 10.1016/j.ajodo.2017.08.011.

77 Chung K-R, Choo H, Lee J-H, Kim S-H. Atypical orthodontic extraction pattern managed by differential en-masse retraction against a temporary skeletal anchorage device in the treatment of bimaxillary protrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* (Internet). 2011(Sep);140(3):423-32. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.08.036

78 Yao C-CJ, Lai EH-H, Chang JZ-C, Chen I, Chen Y-J. Comparison of treatment outcomes between skeletal anchorage and extraoral anchorage in adults with maxillary dentoalveolar protrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* (Internet). 2008 (Nov);134(5):615-24. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.12.022.2008

79 Vergara Villareal P, et al. Expresión in vitro de movimientos bucolinguales de los sistemas de brackets H 4® y Damon Q ®. Cartagena de Indias: Universidad de Cartagena; 2016.

80 Bennet JC. *Fundamentals of Orthodontic Bracket Selection: A User Guide*. 2nd ed. United Kingdom: Le Grande Orthodontic publishing; 2010.

81 Mattar C, Silva LHD, Triviño T, Nahás-Scocatem ACR, et al. Evaluación de la altura de la ranura en brackets ortodónticos Roth prescripción. *Gen Dent*. 2019(Enero-Febrero);67(1):51-54

82 Thorstenson GA, Kusy RP. Comparison of resistance to sliding between different selfligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002 May;121(5):472-482.

83 Archambault A, Lacoursiere R, Badawi H, Major PW, Carey J, Flores-Mir C. Torque expression in stainless steel orthodontic brackets. A systematic review. *Angle Orthod* (Internet). 2010(Jan);80(1):201-10. Disponible en: doi: 10.2319/080508-352.1.

84 Rendón Arias L, Cano Correa G A, Peláez Vargas A, Jaramillo Vallejo PM, García García C, Montoya Góez Y. Evaluación in vitro de la Resistencia friccional entre brackets cerámicos y arcos de acero inoxidable con y sin recubrimiento vítreo aplicado por el método sol-gel / in vitro evaluation of frictional resistance between ceramic brackets and

orthodontic steel arches with and without glass coatings applied by sol-gel method. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2008;20(1):58-71.

85 Villegas Abascal VV, Ruiz Díaz R. Análisis comparativo de la inclinación de la superficie labial dental final de los pacientes tratados ortodóncicamente en la DEPel y las prescripciones preajustadas establecidas. Revista Odontológica Mexicana. 2005(june);9(2):73-83.

86 Rakosi T, Jonas I. Atlas de ortopedia maxilar: diagnóstico. Ediciones científicas y técnicas, SA. Barcelona: Científicas y Técnicas, D.L. 1992.

87 Ahrari F, Fekrazad R, Kalhori K, Ramtin M. Reconditioning of ceramic orthodontic brackets with an-Er,Cr:YSGG laser. Lasers Med Sci. 2013(january);28(1):223–8.

88 Fernandes Fagundes NC. Bráquetes com jateamento de bicarbonato de sódio podem contribuir para a diminuição de atrito y detritos em bráquetes ortodônticos. Dental Press Journal of Orthodontics (Internet). 2016(Out);21(4)

89 Sfondrini MF, Scribante A, Fraticelli D. Epidemiological survey of different clinical techniques of orthodontic bracket debonding and enamel polishing. J Orthod Sci (Internet). 2015 (Oct-Dec);4(4):123-7. Disponible en: doi: 10.4103/2278-0203.173425

90 Amir-Hossein M, Mohammad-Hashem H, Nasim C. Shear Bond Strength of Rebonded Ceramic Brackets Using Four Different Methods of Adhesive Removal. J Dent (Tehran). 2018(Jan);15(1):54–62.

91 Ruiz V, Perdomo Sturniolo IL. Estudio comparativo al microscopio electrónico de barrido del desgaste del slot de los brackets de zafiro al inicio y finalización del tratamiento de ortodoncia. (Trabajo de Investigación Final para obtener el título de Especialista en Ortodoncia. Carrera de Especialización en Ortodoncia) Facultad de Odontología Universidad Nacional de La Plata. Disponible en: <http://sedici.unlp.edu.ar/handle/10915/71194>. Presentado en 21° Congreso Brasileiro de Ortodoncia SPO 2018. Decimo premio. Brasil. 2018

92 Ramirez N, Perdomo Sturniolo IL. Efectos superficiales del arco rectangular de acero 0.019 × 0.025 pulgadas, en zona de canino a canino superior luego de ejercer su acción en contacto con el bracket. (Trabajo de Investigación Final para obtener el título de Especialista en Ortodoncia. Carrera de Especialización en Ortodoncia. Facultad de Odontología. Universidad Nacional de La Plata) 2019. En espera de su defensa.

-
- 93 Shrinivaasan-Nambi R, Shubhaker-Rao J, Chandra-Sekhar G, et al. Adherence of *Streptococcus mutans* and *Candida albicans* to different bracket materials. *J Pharm Bioallied Sci* (internet). 2012(Aug); 4(2):212–216. Disponible en: doi: 10.4103/0975-7406.100206
- 94 Kiourtsis DJ. A Comparison of the slot dimensions and prescribed torque angles among four brands of ceramic brackets. [Master of. Science Thesis]. Columbus: The Ohio State University.1992
- 95 Moraes JO, Cruz EA, Souza EGF. Predicting adhesion and biofilm formation boundaries on stainless steel surfaces by five *Salmonella enterica* strains belonging to different serovars as a function of pH, temperature and NaCl concentration. *Int J Food Microbiol* (Internet). 2018(May);26. Disponible en: doi: 10.1016/j.ijfoodmicro. 2018.05.011.
- 96 Saunders CR, Kusy RP. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994(jul); 106(1):76-87.
- 97 Rendón-Arias LA, Cano Correa GA, Peléaz Vargas A. Evaluación in vitro de la resistencia friccional entre brackets cerámicos y arcos de acero inoxidable con y sin recubrimiento vítreo aplicado por el método sol-gel, *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*. 2008(segundo semestre 2008);20(1).

